Nancy-Université
Université Henri Poincaré

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

➢ Contact SCD Nancy 1 : theses.sante@scd.uhp-nancy.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ – NANCY 1

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2010 N° 3365

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Pierre COMPAIN

Né le 7 mars 1985 à Vitry-le-François (51)

COMPORTEMENT DES MATÉRIAUX PROTHÉTIQUES DENTAIRES EN SOLUTION SALINE - APPROCHE EXPÉRIMENTALE -

Présentée et soutenue publiquement le 20 septembre 2010

Examinateurs de la thèse :

Monsieur J.-P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
Monsieur C. ARCHIEN	Maître de Conférences	Co-Directeur
Madame J. BEMER	Assistante Hospitalier-Universitaire	Juge
Monsieur M. HELFER	Attaché Hospitalier-Universitaire	Directeur

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ – NANCY 1

FACULTÉ D'ODONTOLOGIE

Année 2010 N° 3365

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Pierre COMPAIN

Né le 7 mars 1985 à Vitry-le-François (51)

COMPORTEMENT DES MATÉRIAUX PROTHÉTIQUES DENTAIRES EN SOLUTION SALINE - APPROCHE EXPÉRIMENTALE -

Présentée et soutenue publiquement le 20 septembre 2010

Examinateurs de la thèse :

Monsieur J.-P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
Monsieur C. ARCHIEN	Maître de Conférences	Co-Directeur
Madame J. BEMER	Assistante Hospitalier-Universitaire	Juge
Monsieur M. HELFER	Attaché Hospitalier-Universitaire	Directeur

Nancy-Université

Faculté d'Odontologie

Président : Professeur J.P. FINANCE

Doyen : Docteur Pierre BRAVETTI

Vice-Doyens : Pr. Pascal AMBROSINI - Dr. Jean-Marc MARTRETTE

Membres Honoraires : Dr. L. BABEL - Pr. S. DURIVAUX - Pr. G. JACQUART - Pr. D. ROZENCWEIG - Pr. M. VIVIER

Doyen Honoraire : Pr. J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme	**DROZ Dominique (Desprez)**		Maître de Conférences
	M.	PREVOST Jacques		Maître de Conférences
	M.	BOCQUEL Julien		Assistant
	Mlle	PHULPIN Bérengère		Assistant
	M.	SABATIER Antoine		Assistant
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme	**FILLEUL Marie Pierryle**		Professeur des Universités*
	M.	BOLENDER Yves		Maître de Conférences
	Mlle	PY Catherine		Assistant
	M.	REDON Nicolas		Assistant
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	M.	*Par intérim ARTIS Jean Paul*		Professeur 1er grade
	Mme	JANTZEN-OSSOLA Caroline		Assistant
Sous-section 57-01 Parodontologie	M.	**AMBROSINI Pascal**		Professeur des Universités*
	Mme	BOUTELLIEZ Catherine (Bisson)		Maître de Conférences
	M.	MILLER Neal		Maître de Conférences
	M.	PENAUD Jacques		Maître de Conférences
	M.	GALLINA Sébastien		Assistant
	M.	JOSEPH David		Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M.	**BRAVETTI Pierre**		Maître de Conférences
	M.	ARTIS Jean-Paul		Professeur 1er grade
	M.	VIENNET Daniel		Maître de Conférences
	M.	WANG Christian		Maître de Conférences*
	M.	BALLY Julien		Assistant
	M.	CURIEN Rémi		Assistant
	Mlle	SOURDOT Alexandra		Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M.	**WESTPHAL Alain**		Maître de Conférences*
	M.	MARTRETTE Jean-Marc		Maître de Conférences*
	Mlle	ERBRECH Aude		Assistante Associée au 01/10/2007
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M.	**ENGELS-DEUTSCH Marc**		Maître de Conférences
	M.	AMORY Christophe		Maître de Conférences
	M.	MORTIER Eric		Maître de Conférences
	M.	CUNY Pierre		Assistant
	M.	HESS Stephan		Assistant
	Mlle	PECHOUX Sophie		Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M.	**SCHOUVER Jacques**		Maître de Conférences
	M.	LOUIS Jean-Paul		Professeur des Universités*
	M.	ARCHIEN Claude		Maître de Conférences*
	M.	DE MARCH Pascal		Maître de Conférences
	M.	BARONE Serge		Assistant
	Mlle	BEMER Julie		Assistante
	Mlle	MONDON Hélène		Assistante
	Mlle	RIFFAULT Amélie		Assistant
	M.	SIMON Franck		Assistant
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle	**STRAZIELLE Catherine**		Professeur des Universités*
	M.	RAPIN Christophe (Section 33)		Professeur des Universités
	Mme	MOBY Vanessa (Stutzmann)		Maître de Conférences*
	M.	SALOMON Jean-Pierre		Maître de Conférences
	Mme	JAVELOT Cécile (Jacquelin)		Assistante Associée au 01/01/2009

souligné : *responsable de la sous-section* *temps plein

Mis à jour le 01.02.2010

Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.

REMERCIEMENTS

À NOTRE PRÉSIDENT DE JURY DE THÈSE,

Monsieur le Professeur Jean- Paul LOUIS

Officier des Palmes Académiques
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Ancien Doyen de la faculté d'Odontologie de Nancy
Professeur des Universités
Membre de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire
Sous-section de Prothèses

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites en acceptant de présider le jury de notre thèse.
Veuillez trouver ici l'expression de notre profond respect pour votre encadrement et la qualité de votre enseignement, et ce tout au long de notre cursus.
Qu'il vous assure de nos sincères remerciements et de notre réelle sympathie.

À NOTRE DIRECTEUR DE THÈSE

Monsieur le Docteur Maxime HELFER

Docteur en chirurgie-dentaire
Attaché Hospitalier-Universitaire
Ancien assistant Hospitalier-Universitaire
Sous-section de Prothèses

Merci de votre patience, de votre disponibilité et de votre enseignement constructif. Nous avons apprécié vos conseils et les moments passés à votre contact durant les deux années de monitorat de travaux pratiques.
Qu'il nous soit permis de vous témoigner toute notre gratitude et notre sympathie.

À NOTRE CO-DIRECTEUR

Monsieur le Docteur Claude ARCHIEN

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1
Habilité à diriger des Recherches
Chef du service d'Odontologie du CHU de Nancy
Maître de Conférences des Universités
Sous-section de Prothèses

Nous vous remercions de votre sympathie durant tout notre cursus. Vous avez su nous conseiller et nous faire avancer sur divers cas en vacation de prothèse.
Qu'il nous soit permis de vous témoigner ici toute notre estime et notre attachement.

À NOTRE JUGE

Madame le Docteur Julie BEMER

Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancienne interne des Hôpitaux de Lyon
Assistante Hospitalier-Universitaire
Sous-section de Prothèses

Merci de vos conseils, tant dans le cadre de vos vacations de prothèses qu'en monitorat de travaux pratiques. Nous sommes honoré de votre présence au sein de notre jury.
Que vous soyez assurée de nos sincères remerciements et de notre réelle sympathie.

Je dédie ce travail…

A mon épouse Eléonore,

Avec tout mon Amour !

A mes parents,

Merci de m'avoir permis d'arriver jusqu'ici, d'avoir cru en moi et d'avoir su me pousser quand j'en avais besoin…

A ma Sœur Marie-Céline, Vivien, Valentin et Elise,

Pour la relecture assidue, les conseils avisés, le soleil, les cocktails, et, les enfants, ne vous inquiétez pas, on vous fera des petits cousins bientôt…

A Val, Alban, Marie, Alex, Cécile, Serbe, Flo, Véro, Manu, Ana, Dav, Julie, et tous les autres…

Merci à tous pour votre inestimable amitié !

A Mo et Nouche,

Merci de m'avoir accompagné toutes ces années, merci d'avoir été plus assidues que moi…

A Dida, Gé, Emilie, Jimmy, Alex,

Les Krugos et les Messins, les cafés, les croissants, les terrasses et les blocs difficiles…

Aux Docteurs Millot, Goulzaraly, Grandemenge, Polmard et Orgelot

Merci de m'avoir fait découvrir la réalité de l'exercice en cabinet, et d'avoir su parfaire ma formation.

COMPORTEMENT DES MATERIAUX PROTHÉTIQUES DENTAIRES EN SOLUTION SALINE

- Approche expérimentale -

Sommaire

Introduction **8**

1 - LES MATERIAUX PROTHETIQUES DENTAIRES **9**

11 - Les céramiques **9**

111 – Définitions **9**
112 – Composition et classification **11**
1121 – Historique 11
1122 – Composition 11
1123 – Classifications 12
11231 – Traditionnelle 12
11232 – En fonction de la nature chimique du matériau 13
a) Les céramiques feldspathiques 13
b) Les céramiques alumineuses 13
c) Les vitrocéramiques 14
d) Les matériaux en évolution 14
11233 – En fonction du procédé de mise en forme 15
a) Avec support métallique 15
b) Sans support métallique 17
113 – Rôle des constituants **19**
114 – Propriétés physiques et mécaniques **20**
1141 – Propriétés physiques 20
1142 – Propriétés mécaniques 21
1143 – Facteurs influençant la résistance *22*
115 – Dégradation **23**
116 – Biocompatibilité, toxicité, allergie **25**

117 – Normes **27**

118 – Exemples commerciaux **28**

12 – Les résines acryliques **28**

121 – Définitions **28**

122 – Composition, rôle des constituants **29**

1221 – Liquide *29*

1222 – Poudre *29*

123 – Polymérisation **30**

124 – Propriétés mécaniques et physiques **31**

1241 – Mécaniques *31*

1242 – Physiques *32*

125 – Dégradation **33**

126 – Biocompatibilité, toxicité, allergie **33**

1261 – Mécanismes de l'allergie *33*

1262 – Risques pour le patient *35*

1263 – Risques pour le personnel *37*

127 – Normes **38**

128 – Exemples commerciaux **39**

13 - Les matériaux métalliques **39**

131 - Alliages nobles **40**

1311 – Composition et classification *40*

1312 – Rôle des constituants *43*

1313 – Propriétés physiques et mécaniques *45*

1314 – Aptitude à la liaison céramo-métallique selon le type d'alliage *47*

1315 – Corrosion *48*

1316 – Biocompatibilité, toxicité, allergie *50*

132 - Alliages non nobles **51**

1321 – Composition et classification *51*

1322 – Rôle des constituants *54*

1323 – Propriétés physiques et mécaniques des alliages Ni-Cr et Co-Cr *55*
1324 – Aptitude à la liaison céramo-métallique *57*
1325 – Corrosion *58*
1326 – Biocompatibilité, toxicité, allergie *59*
133 - Titane et ses alliages **60**
1331 – Composition et classification *61*
1332 – Rôle des constituants *63*
1333 – Propriétés physiques et mécaniques *64*
1334 – Corrosion *65*
1335 – Biocompatibilité, toxicité, allergies *66*
1336 – Mise en œuvre *67*
1337 – Aptitude à la liaison céramo métallique *68*
134 – Normes **68**
135 – Exemples commerciaux **69**

2 - DEGRADATION DES MATERIAUX DANS LE MILIEU BUCCAL 70

21 – Formes de dégradations **70**

211 – Fatigue **70**
2111 – Définition – Généralités *71*
2112 – Cas des céramiques *72*
2113 – Cas des alliages *72*
2114 – Exemples de tests *72*
212 – Corrosion **73**
2121 – Définitions *73*
2122 – Uniforme *73*
2123 – Couplage galvanique *74*
2124 – Par piqûre *75*
2125 – Par aération différentielle *75*

2126 – Intergranulaire *75*
2127 – Sélective *76*
2128 – Erosion *76*
2129 – Sous contrainte *77*
21210 – Par crevasse *77*
213 – Usure **78**
214 – Conséquences **79**
2141 – Altérations fonctionnelles *79*
2142 – Structurelles *79*
2143 – Effets biologiques *80*

22 – Influences du milieu **82**

221 – Facteurs intrinsèques **82**
2211 – Influence de la composition *82*
2212 – Influence de l'état de surface *83*
222 – Facteurs extrinsèques **85**
2221 – Influence de la salive *85*
2222 – Influence des forces masticatoires *86*
2223 – Influence du pH *87*
2224 – Influence du fluor *87*
2225 – Influence de la flore bactérienne *88*
2226 – Autres *88*

23 – Moyens d'évaluation de la résistance des matériaux **89**

231 – Etude de l'état de surface **89**
2311 – Evaluation du ternissement *89*
2312 – Observation au M.E.B. *90*
2313 – XRD et XPS *92*
2314 – Laser *93*
232 – Etude du relargage ionique **94**
2321 – Méthodes spectroscopiques *94*
2322 – Techniques gravimétriques *97*

233 – Etudes électrochimiques **97**

2331 – Mesure du potentiel de repos *98*

2332 – Courbes intensité potentiel *100*

234 – Tests d'usure **101**

2341 – Notions élémentaires *101*

23411 – Usure de deux corps *(two-body abrasion)* 101

23412 – Usure de trois corps *(three-body abrasion)* 102

23413 – Usure par fatigue 102

23414 – Usure tribochimique 103

23415 – Usure adhésive 103

2342 – Cinétique de la mastication *103*

23421 – Force 104

23422 – Mouvement 104

23423 – Distance 105

23424 – Temps de contact 105

23425 – Mouvement de glissement 105

23426 – Nettoyage 105

2343 – Quelques machines d'usure *106*

2344 – Exploitation des résultats *107*

235 – Normes **108**

3 – EXPERIMENTATION 110

31 – En immersion **110**

311 – Hypothèse et objectifs de travail **110**

312 - Matériels et méthode **111**

3121 – Composition des alliages utilisés 112

3122 – Elaboration des échantillons 112

31221 – Réalisation des échantillons coulés *112*

31222 – Polissage *113*

31223 – Traitement et nettoyage *113*

3123 – Etude métallographique au M.E.B. 113

3124 – Attaque salivaire des échantillons 114

31241 – Dispositif expérimental *114*

31242 – Solution d'attaque *116*

31243 – Principe de fonctionnement du spectrophotomètre de masse à source plasma *116*

31244 – Analyse des éléments relargués *117*

313 – Résultats **118**

3131 – Etude métallographique 118

3132 – Etude en spectrométrie de masse après 7 jours 122

314 - Discussions et perspectives **125**

32 – Simulateur de mastication **126**

321 - Hypothèse et objectifs de travail **126**

322 - Matériels et méthode **127**

3221 – Composition des matériaux testés 127

32211 – E-max CAD (Ivoclar Vivadent®) *127*

32212 – In ceram alumina (Vita®) *128*

32213 – Zircone diadem usinée (Diadem®) *128*

32214 – Résine seule (Unifast trad GC®) *129*

3222 – Elaboration des échantillons 129

32221 – Réalisation *129*

32222 – Polissage *130*

32223 – Nettoyage *131*

3223 – Etude de l'état de surface au M.E.B. 131

3224 – Pesée de précision 133

3225 – Simulateur de mastication 133

32251 – Dispositif expérimental 133

32252 – Salive artificielle *136*

3226 – Protocole expérimental 138

323 – Résultats **139**

324 – Discussions et perspectives **139**

Conclusion **140**

Bibliographie **142**

Table des illustrations **156**

Table des matières **160**

Introduction

Les prothèses dentaires ont pour but le remplacement d'éléments dentaires absents. Cette substitution de la dent naturelle doit se faire en tenant compte de critères esthétiques, fonctionnels mais aussi de biocompatibilité et d'innocuité. En effet, l'élément de remplacement, qu'il soit fixe ou amovible, doit permettre de supporter des contraintes masticatoires répétées, il doit s'intégrer au sourire du patient, il ne doit pas entrainer de réaction allergique ou irritative, et, surtout, il ne doit pas avoir d'effet délétère sur les dents naturelles adjacentes ou antagonistes, ni sur les éléments de l'environnements buccal : muqueuse, os, articulations.

Loin de le vouloir exhaustif, nous avons souhaité que ce travail présente une synthèse des matériaux prothétiques utilisés et de leur comportement. L'abondance de la littérature récente à ce sujet nous a paru être le reflet de l'intérêt que revêt le choix d'un matériau par un praticien dans le cadre de la réussite d'un traitement global. Nos patients sont de plus en plus soucieux et désireux d'être informés quand à la qualité de nos restaurations. Nous nous devons de choisir nos matériaux prothétiques en connaissance de cause, dans un but précis, pour une indication donnée.

Dans une première partie, nous avons décrit les matériaux prothétiques utilisés, leurs propriétés et les réactions qu'ils peuvent entrainer. Dans une seconde partie, nous avons présenté les éléments provoquant la dégradation de ces matériaux en bouche ainsi que les moyens d'exploration du comportement de ces derniers. La troisième partie est consacrée à la description des études menées par le Dr. Helfer sur le comportement des matériaux prothétiques en solution statique d'une part, puis dynamique, à l'aide d'une machine de simulation de la mastication d'autre part.

1 - LES MATERIAUX PROTHETIQUES DENTAIRES

11 - Les céramiques

L'utilisation de matériaux céramiques pour la prothèse dentaire a permis d'améliorer les qualités esthétiques des restaurations prothétiques. Ces matériaux ne cessent d'évoluer depuis leur apparition dans le domaine odontologique. Ils sont utilisés pour la fabrication de dents massives pour la prothèse amovible, pour l'émaillage d'armatures métalliques, en pellicules pour des restaurations collées de types facettes mais aussi comme armature de prothèse unitaire ou plurale et comme pilier supra implantaire.

111 – Définitions

« Elément solide, inorganique et non métallique »

Les céramiques sont des matériaux inorganiques composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Elles présentent des liaisons chimiques fortes de nature ioniques ou covalentes. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une seconde étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Il peut se réaliser avec ou sans application de pression externe grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens de l'évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique.

Les céramiques sont constituées d'atomes métalliques ou de métalloïdes, liés entre eux par un élément non métallique dont le plus courant est l'oxygène. Les atomes d'oxygène de diamètre plus important que les autres constituent une charpente sur laquelle viennent s'insérer les atomes métalliques ou les métalloïdes (Fig 1). [BOLLA, 1997]

- *porcelaine :* céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).

- *céramique dentaire :* composée à 99% d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Pour la plupart, elles ont une structure biphasée de verre chargé (une phase vitreuse et une phase cristalline). Ce sont des matériaux fragiles.

-*verre :* composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure vitreuse désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité. Les verres sont des matériaux fragiles : ils n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique. Le verre est un matériau inorganique obtenu par fusion et refroidi jusqu'à l'état solide sans donner lieu à une cristallisation.

Les systèmes utilisés en dentisterie sont pour la plupart des verres chargés en plus ou moins grande quantité par une phase cristalline.

- *céramique vitreuse* : verre aluminosilicate alcalin.

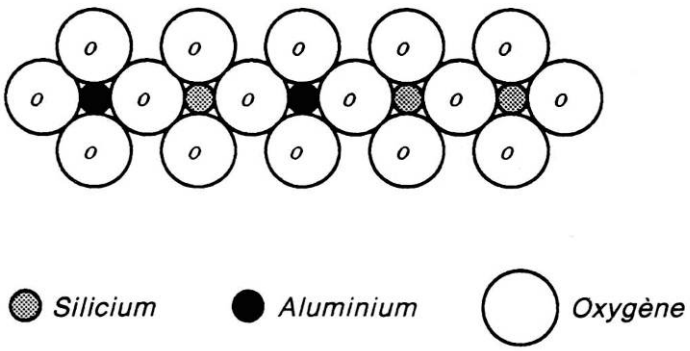

Fig 1. ***Structure des céramiques : représentation d'une chaine alumino-silicique. D'après [OGOLNIK, 1992]***

112 – Composition et classification

1121 – Historique

Les premières dents en porcelaines ont été introduites en 1774 par Dubois de Chement avec Alexis Duchateau. Ensuite les dents en porcelaine avec tige de platine ont été utilisées sur des prothèses amovibles. En 1886 est déposé le brevet de la couronne « Jacket » par MacLean. Apparition des céramiques moyennes fusions, puis, en 1958, des basses fusions permettant l'émaillage d'une infrastructure en alliage précieux. En 1962 : premières couronnes céramo-métalliques. 1987 : présentation du système CEREC®, 1992 : du système PROCERA®.

1122 – Composition

Les céramiques dentaires comprennent comme éléments de base ceux des céramiques traditionnelles : feldspaths et quartz.

	ARGILE 5%	**QUARTZ1 5%**	**FONDANT OU FLUX 80%**		
COMPOSITION	Kaolin (phyllosilicate) *Al2O3, 2SiO2, 3H2O*		Feldspath (albite +orthose) *Na2O, K2O, Al2O3,6SiO26SiO2*	Feldspathoïde (néphéline + leucite) *NaKO K2O Al2O3 Al2O3 2SiO2 4SiO2*	
TEMPÉRATURE DE FUSION	1800 °C	1700 °C	1150-1300 °C		
REMARQUES	Facilite le **remodelage** et l'**opacification**	Charge qui **renforce** la structure	Le rapport Na/K règle la **viscosité** Si Na/K ↑, viscosité ↑ et fluage ↓	Minéraux + **stables** et + **durs**	Forte **dilatation** jusqu'à 625 °C
PROPRIÉTÉS	Réaction pyrotechnique avec le fondant	Liaison avec le fondant			
PHASES	PHASE CRISTALLINE		PHASE VITREUSE		

Fig 2. ***Composition minéralogique d'une céramique. D'après [POUJADE, 2004]***

1123 – Classifications

11231 – Traditionnelle

Traditionnellement, la classification était faite en fonction des températures de fusion. Le terme de fusion est d'ailleurs inapproprié, il s'agit en fait de la température de frittage.

Type de céramiques	Température de fusion	Indications
Céramique haute fusion	1280 °C-1390 °C	Prothèse adjointe
Céramique moyenne fusion	1090 °C-1260 °C	« Jacket » ou matrice platine
Céramique basse fusion	870 °C-1065 °C	Céramométallique pour émaillage des métaux
Céramique très basse fusion	660 °C- 780 °C	Céramométallique pour émaillage du titane et de l'or à bas intervalle de fusion

Fig 3. ***Classification des céramiques suivant leur intervalle de fusion. D'après [POUJADE, 2004]***

Cette classification est insuffisante pour qualifier les systèmes céramiques modernes, en effet les différentes propriétés des céramiques : à savoir la résistance mécanique, la microstructure, la précision d'adaptation et les propriétés optiques sont fonctions de 2 paramètres :

- la nature chimique et microstructurale du matériau céramique
- le procédé de mise en forme.

11232 – En fonction de la nature chimique du matériau

a) Les céramiques feldspathiques

Ces céramiques sont traditionnellement utilisées pour l'émaillage des couronnes céramo-métalliques. L'adjonction de leucite (feldspathoïde : $KAlSi_2O_6$) dans leur composition augmente leur résistance mécanique mais aussi leur coefficient de dilatation thermique (C.D.T.), ce qui empêche l'utilisation d'une chape métallique. On utilise alors ces matériaux pour des restaurations tout céramiques.

On a donc 2 catégories de céramiques feldspathiques :
-*traditionnelles :* émaillage de chape métalliques (CCM)
-*à haute teneur en leucite :* restaurations tout céramiques (CCC)

b) Les céramiques alumineuses

Ces céramiques comprennent une proportion importante d'alumine (Al_2O_3) dont le rôle est d'augmenter les propriétés mécaniques du produit. Il existe, en fonction des concentrations massiques en alumine : la « Jacket » de MacLean 40% (1965), les procédés CERESTORE® et ALL CERAM® 65% (1983), InCERAM® 85% (1985), PROCERA®. Ces céramiques ont été développées pour se substituer aux armatures métalliques. Ce sont des céramiques d'infrastructures. Elles peuvent être moulées par injection ou cuites sur revêtement.

c) Les vitrocéramiques

Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verres qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlé et partiel. Ils comportent des matériaux de nature chimique différente. Par exemple : de l'apatite : CERAPEARL®, ou du micatetrafluorosilicate : DICOR®. Ces céramiques mettent en œuvre des matériaux essentiellement constitués d'oxydes mis en forme par fonderie à cire perdue, suivie d'un traitement thermique de céramisation et d'une personnalisation esthétique par recouvrement à l'aide de fines couches superficielles de verres colorés accordés en dilatométrie.

d) Les matériaux en évolution

La volonté de réaliser des restaurations postérieures plurales tout céramiques a mené à améliorer les propriétés mécaniques de certains produits. L'ajout de zircone (ZrO_2) améliore les propriétés mécaniques. L'ajout de magnésium (Mg) améliore la résistance et la translucidité (spinelle).

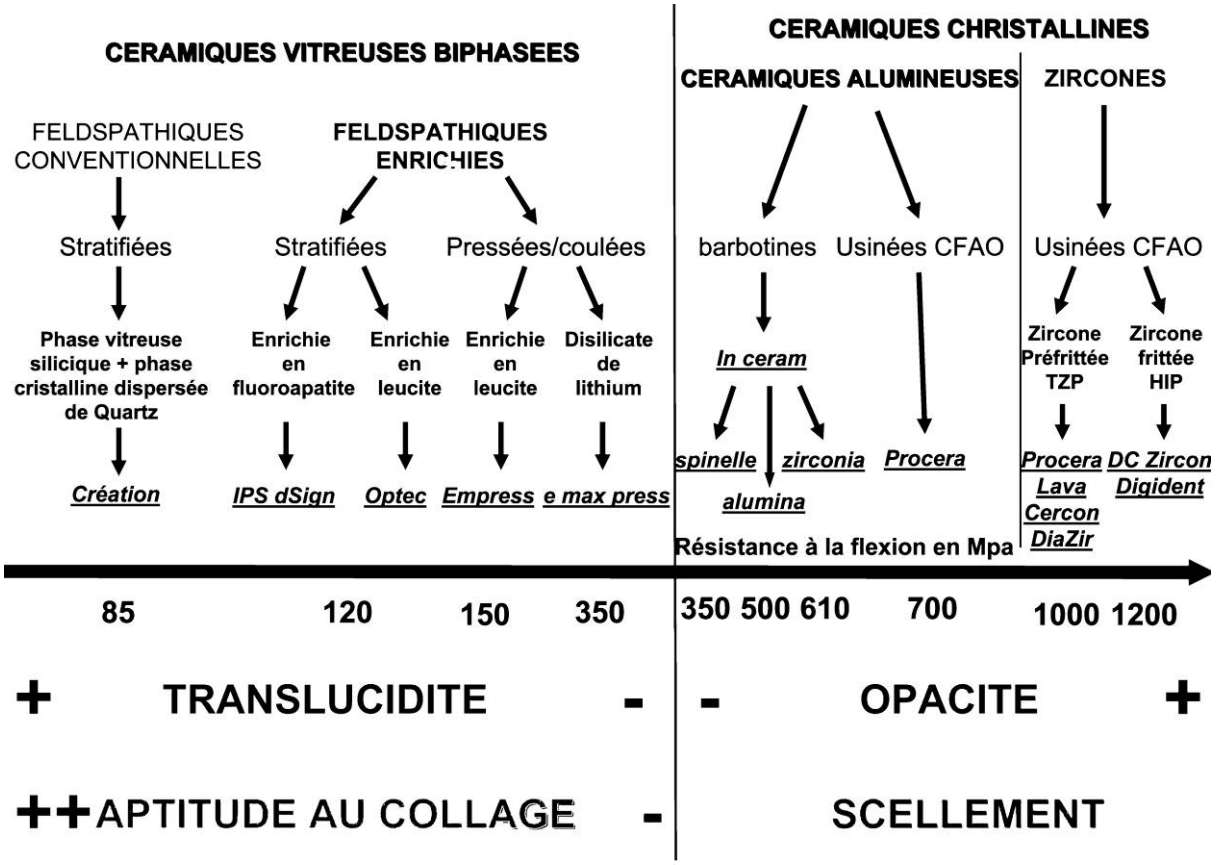

Fig 4. ***Céramiques dentaires, d'après [LASSERRE, 2005] modifié par le Dr. DE MARCH.***

11233 – En fonction du procédé de mise en forme

On distingue 2 catégories selon que la mise en œuvre nécessite ou non un support métallique.

a) Avec support métallique

4 critères sont nécessaires à la mise en forme de la céramique sur un support métallique : il faut que la température de cuisson de la céramique soit nettement inférieure à la température de solidification de l'alliage, que les coefficients de dilatation thermique soient

semblables, que leur opacité soit suffisante pour masquer l'infrastructure métallique et qu'il existe une adhérence à l'infrastructure métallique.

-utilisation de feuilles de métal :

Les premières restaurations céramo-métalliques furent réalisées en utilisant des feuilles métalliques adaptées sur le modèle positif unitaire (MPU). Plusieurs métaux ont été utilisés : l'or, émaillé avec une céramique feldspathique ; le platine, émaillé avec une céramique alumineuse ; superposition de plusieurs métaux (ex : CEPLATEC® : 7 couches de métaux)

-coulée à cire perdue :

Technique actuellement la plus utilisée. Les alliages les plus courant sont : or-palladium (Au-Pd), nickel-chrome (Ni-Cr), chrome-cobalt (Cr-Co). Mais aussi le titane (Ti), dont la température de fusion est de 800°C, ce qui nécessite l'utilisation d'une céramique très basse fusion et un coefficient de dilatation thermique (CDT) adapté.

-autres méthodes :

Frittage d'une poudre d'alliage sur le revêtement réfractaire du MPU, usinage d'un plot métallique, électrodéposition d'or.

Procédé de mise en forme de l'infrastructure	**Métal de l'infrastructure**	**Céramique utilisée**
Feuille	-Base Pt : normale/renforcée -Base Au : normale/plissée -Renforcée	-Alumineuse Mac Lean -Feldspathique -CCM feldspathique
Coulée par cire perdue	-Alliage : Au, Au-Pd, Ni-Cr, Cr-Co -Titane -Au basse température de coulée	-CCM Feldspathique -Feldspathique basse fusion titane -Feldspathique basse fusion Au
Usinage	-Titane -Alliages classiques	-Feldspathique basse fusion titane -CCM Feldspathique
Electro-déposition	-Au pur	-Feldspathique basse fusion Au
Frittage	-Alliage Au, Ag, Pd	-Feldspathique classique

Fig 5. ***Les céramiques avec support métallique. D'après [FERRARI 1995]***

b) Sans support métallique

Afin d'éviter les problèmes d'esthétique et de corrosion liés à l'utilisation d'infrastructures métalliques, les recherches se sont portées sur des matériaux de restauration « tout céramique ». On en distingue 5 classes en fonction de leur mise en forme :

-cuisson sur revêtement :

La céramique sera frittée sur un MPU en revêtement spécifique compatible et chimiquement inerte. On pourra réaliser l'armature seule, ou directement l'intégralité de la couronne. Les principales indications sont les facettes, les inlays ou les onlays.

-Injectés dans un moule :

Soit à basse température ; technique permettant la réalisation d'armatures, par la technique de la cire perdue. Une céramique à l'état plastique (CERESTORE®) est injectée sous pression dans le moule. Puis on réalise un frittage secondaire.

Soit à haute température ; la céramique EMPRESS® est injectée à 1170°C. Les moules sont réalisée à la cire perdue. Le protocole de montée en température est long et très précis. Réalisation complète de la couronne, puis maquillage de surface, ou réalisation de la chape puis stratification avec une céramique adaptée.

-Coulée et vitrocéramisation :

Les maquettes des restaurations sont réalisées en cire, puis coulées en verre. Un traitement thermique de céramisation permet une dévitrification partielle du verre. Les principales indications sont les couronnes antérieures unitaires et les facettes.

-Usinées :

Le système CEREC®, existant depuis 1986, utilisant un système d'empreinte optique permet d'éviter les étapes d'empreinte traditionnelle, de coulée, de réalisation des maquettes et de mise en revêtement. La restauration, inlay, onlay ou couronne, est fraisée dans un bloc de céramique préfabriqué, homogène et ne présentant pas de porosités. (Fig 6)

Fig 6. ***Blocs Empress® pour usinage, société Ivoclar Vivadent.***

-Barbotine, frittage et infiltration :

Le système IN-CERAM® (Sadoun 1985) a essentiellement une composition cristalline : 85% en poids de particules d'alumine de granulométrie spécifique. Le montage s'effectue au pinceau sur le duplicata du MPU avec la barbotine (suspension de grains d'alumine dans l'eau). Une première cuisson va permettre le frittage des grains d'alumine à 1120°C. Un second traitement thermique consiste à infiltrer par du verre fondu le résidu de pores ouverts afin d'obtenir un matériau compact, exempt de défauts de mise en forme et possédant des propriétés mécaniques remarquables.

Procédé de mise en forme	***Céramique Utilisée***
Cuisson sur revêtement	**- Feldspathique classique** **- Feldspathique haute teneur en leucite**
Injectée : - Basse température **- Haute température**	**- Cérestore® feldspathique** **- Empress® feldspathique spéciale**
Coulée et vitrocéramisée	**-Dicor®** **- Cerapearl®**
Usinée : - Fraisage **- Ultrasonore**	**- Cerec® feldspathique + vitrocéramique** **- Celay® vitrocéramique** **- Vita® Celay Alumina Blanks**
Barbotine + frittage + infiltration	**- Alumineuse**

Fig 7. ***Les céramiques sans support métallique. D'après [FERRARI 1995]***

113 – Rôle des constituants

-*la silice SiO_2 (52% à 61%) :* elle est caractérisée par une température de fusion élevée, une résistance chimique remarquable, un faible coefficient de dilatation thermique et une viscosité élevée à une haute température, s'opposant à la dévitrification. C'est le composant majeur de la matrice vitreuse de la céramique, mais on la retrouve également sous la forme cristalline de quartz en phase dispersée dans le verre. Le quartz constitue la charpente cristalline du produit fini, il lui donne sa résistance.

-*l'alumine Al_2O_3 (11,5% à 15%) :* elle présente une résistance mécanique élevée. Sa très haute viscosité s'oppose également à la dévitrification. L'alumine participe également à la phase vitreuse, elle élève la température de ramollissement du verre, augmente sa tension superficielle, sa résistance mécanique et son indice de réfraction et diminue son hydro-solubilité. L'alumine peut également être présente sous forme cristalline dispersée provoquant une diminution de la translucidité du verre.

-*les oxydes modificateurs Na_2O et K_2O (10% à 17%) :* ils interviennent en sens contraire de la silice et de l'alumine, leur résistance mécanique et chimique est faible, mais ils permettent d'abaisser la température de cuisson. Leur coefficient de dilatation thermique contribue à rapprocher celui des opaques de ceux des alliages. Ils jouent un rôle de dévitrifiant, ils diminuent la tension superficielle et la viscosité. Ils forment avec la silice et l'alumine les cristaux feldspathiques : l'orthose (K_2O, Al_2O_3, $6SiO_2$), l'albite (Na_2, Al_2O_3, SiO_2) ou la leucite (K_2O, Al_2O_3, $4SiO_2$).

-*l'anhydride borique B_2O_3 (3% à 25%) :* il agit comme flux, sans diminuer la résistance chimique à la différence des oxydes modificateurs. Il est vitrifiant.

-*les oxydes de zirconium ZrO_2, de titane TiO_2 ou d'étain SnO_2* : ils sont des opacifiants. Ils sont peu solubles dans le verre et du fait de leur indice de réfraction élevé, vont masquer l'infrastructure métallique. Ils sont introduits dans les opaques sous forme de grains de tailles variant de 1 à 10 μm.

-*les colorants :* TiO_2 : jaune, Fe_2O_2 : marron, CoO : bleu, NiO : gris, V_2O_5 : jaune. [MORIN 2005]

-*les agents fluorescents :* oxyde de cérium Ce_2O_3, oxyde de praséodyme Pr_2O_3, de dysprosium Dy_2O_3, de samarium Sm_2O_3.

114 – Propriétés physiques et mécaniques

La céramique se présente sous la forme d'un matériau dur, rugueux s'il n'a pas subi de glaçage. Sa composition minéralogique n'est pas modifiée pendant la cuisson, dont l'effet est seulement de faire fluer la phase feldspathique et d'assurer sa liaison chimique avec la phase cristalline. Les défauts du matériau : fissures et porosités, expliquent sa fragilité.

1141 – Propriétés physiques

-*thermiques :* la structure des céramiques en fait des isolants thermiques (conductivité thermique de 0,01°C/cm). Leur coefficient de dilatation thermique (CDT) est adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en K_2O du verre.

-*électriques :* le déplacement des charges électriques ne pouvant se faire que par diffusion ionique, les céramiques sont donc des isolants électriques.

-*optiques :* l'impression visuelle résulte de nombreux facteurs : surface, différentes couches, couleur et spectre de la lumière incident. Les rendus vont de l'opaque au translucide en fonction de la composition, de la nature chimique, de la taille des charges cristallines et des pigments repartis dans la phase vitreuse. Les propriétés optiques sont caractérisées par la réflexion, l'indice de réfraction, la fluorescence et la couleur.

1142 – Propriétés mécaniques

Les céramiques sont très résistantes en compression, mais moins en traction et en flexion. Leur caractéristique principale est la rupture fragile, sans déformation plastique. Griffith a décrit la fracture d'une céramique comme résultant de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initiateur.

-*module d'élasticité :* il se situe, pour la céramique, entre 60 et 70 GPa, contre 70 à 90 GPa pour l'émail humain. Celui des alliages nobles est de 90 GPa, ce qui entraine des contraintes de flexion au niveau des reconstitutions céramo-métalliques de grandes portées, avec des risques de fracture de la céramique. Concernant les alliages non nobles, leur module d'élasticité est plus important, de 170 à 200 GPa, ce qui, dans ce cas, minimise les risques de fracture de la céramique.

-*résistance à la compression :* elle est égale ou supérieure à celle de l'émail : 350 à 500 MPa, jusqu'à 1000 MPa pour les céramiques alumineuses.

-*dureté :* la dureté de la céramique est légèrement supérieure à celle de l'email : 380 à 460 HVN contre 340 HVN. Ainsi, une reconstitution en céramique peut être traumatogène pour la dent naturelle antagoniste.

Le potentiel abrasif d'une céramique dépend de son état de surface et du manque d'homogénéité de sa structure.

	Opaque	Céramique	Émail	Dentine
Module élastique **(GPa)**	*95*	*60*	*80*	*20*
Résistance à la rupture (compression) (MPa)	*1000*	*500*	*500*	*230*
Résistance à la rupture (en tension) (MPa)	*130*	*60*	*7*	*60*
Dureté (VHN)	*410*	*380*	*320*	*70*

Fig 8. ***Propriétés mécaniques des céramiques conventionnelles, de l'émail et de la dentine. D'après [POUJADE 2004].***

1143 – Facteurs influençant la résistance

La résistance mécanique des céramiques est directement fonction du nombre, et de la taille des défauts issus de la mise en œuvre, du montage de la poudre de céramique, de la cuisson, du glaçage….

-*taux de porosité :* il dépend de la distribution granulométrique et du mode de mise en forme de la pate crue (compactage). Le compactage par vibration permet d'augmenter de 40% la résistance par rapport à une céramique non compactée. La cuisson sous vide fait passer le taux de porosité de 4% à 0,1%.

-*température et cycle de cuisson :* l'élévation de la température et de la durée de cuisson entraine une augmentation de la résistance. Cependant, au-delà d'un certain seuil ou lors de la multiplication des cuissons, on assiste à une diminution des caractéristiques dues à une dissolution dans le verre des phases cristallines dispersées.

-*contraintes internes :* elles résultent d'un différentiel de coefficient de dilatation thermique entre les différentes phases du matériau et le support (métal ou céramique d'infrastructure).

-*microstructures :* la résistance augmente avec la proportion de phase cristalline et avec la quantité d'interfaces verre/cristal et donc la dispersion de cette phase cristalline. L'état de surface et surtout les défauts de surface jouent un rôle important. Pour remédier aux défauts de surfaces, le glaçage thermique ou l'emploie d'une glaçure permet en obturant les pores et en refermant les fissures d'améliorer les propriétés mécaniques des céramiques feldspathiques d'environ 400%. De plus, la glaçure possédant un coefficient de dilatation thermique plus faible que celui de la céramique sous jacente, elle met la surface en compression.

115 – Dégradation

La stabilité chimique des matériaux céramiques est bien connue, et les effets secondaires en rapport sont faibles. Cependant, les variations dans la composition et dans le processus de mise en forme peuvent induire une réduction de la stabilité du matériau. Les conditions environnementales peuvent aussi influer sur la corrosion des matériaux céramiques.

Il existe différentes méthodes pour tester la résistance chimique des matériaux céramiques. Les standards ISO et ADA utilisent une solution d'acide acétique à 4% pour accélérer la dégradation des céramiques. Le but de ces méthodes est de trouver la perte de poids des échantillons de céramique après l'exposition au milieu acide. [ZIVKO-BABIC, 2008]

La corrosion aqueuse des céramiques en milieu acide a pour conséquence la dissolution sélective d'ions alcalins (Na_2O, K_2O) [MILLEDING, 1999]. Une étude a été réalisée par Jakovac et Al. en 2006 et décrit la dilution du Na, Si, K, Mg et Al. pour 4 céramiques commercialisées.

Les conditions environnementales locales et générales auront une influence sur la dégradation chimique. Localement, les valeurs de pH à la surface de la céramique ont tendance à augmenter, entrainant une augmentation de la perte de silice de la phase vitreuse. Les ions alcalin-métalliques (Na, K) sont, de loin, moins stables dans la phase vitreuse, que dans la phase cristalline. L'addition d'ions divalents comme le Ca, Mg, Zn et Ba, voire trivalent comme Al, a montré une réduction des échanges ioniques.

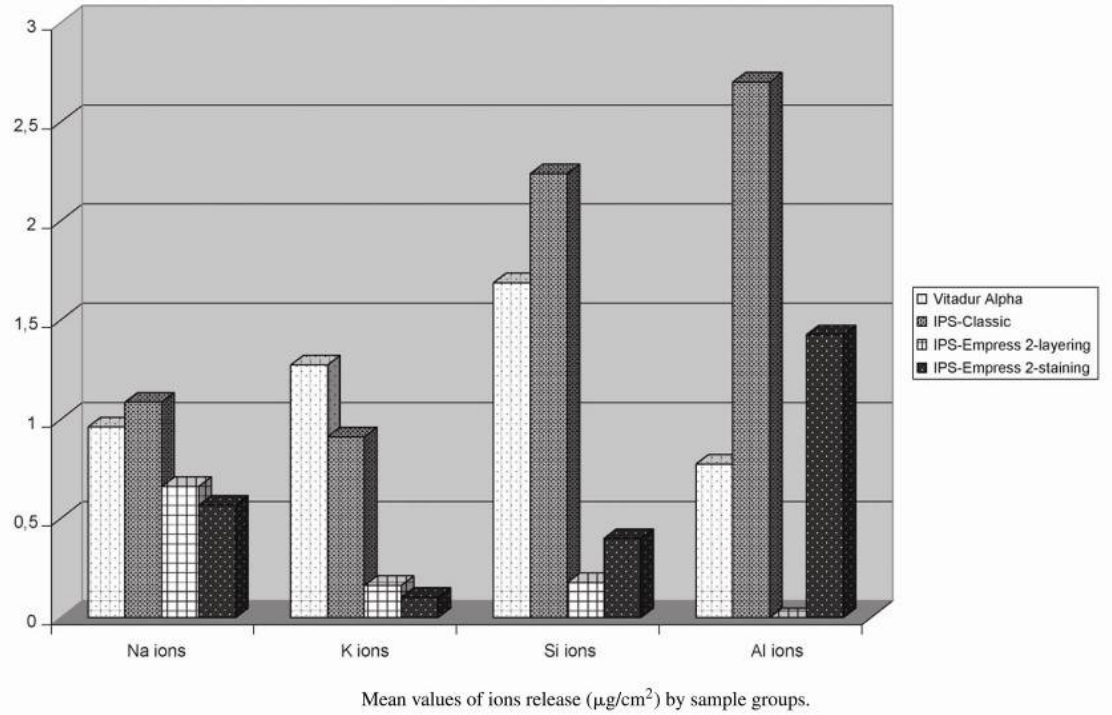

Fig 9. ***Principales valeurs de relargage ionique (µg/cm²) en fonction de l'échantillon, d'après [JAKOVAC, 2006].***

Selon [CHEYLAN, 2005], le taux de dissolution d'une céramique feldspathique reste très faible : $0.57*10^{-2}$ mg/cm²/jour après immersion dans un bain d'acide à 4% et à 80°C pendant 7 jours, ce qui correspond aux conditions d'une immersion en salive artificielle pendant 22 ans à 22°C. Les récentes études de [ELSAHAWY, 2009] portant sur le relargage ionique de blocs de céramiques IPS Empress blocks® (Ivoclar Vivadent®) en solution de NaCl à 0.9% ou d'acide acétique à 1% à 37°C pendant 7 jours ont montré une dissolution prépondérante des ions K et Al.

	Al	K
NaCl 0,9%	1,6	113
Acide lactique 1%	597	833

Fig 10. ***Relargage ionique en µg/cm², selon [ELSAHAWY, 2009].***

Les variations de pH, de la composition salivaire, l'usure et les charges mécaniques appliquées font de la cavité buccale un environnement versatile et agressif. Selon les recherches de [MILLEDING, 1999], étudiant la corrosion de surface des céramiques, tous les matériaux céramiques exposés ont montré des preuves de changement de structure en surface. Ces changements peuvent entrainer une diminution des propriétés mécaniques, une augmentation de la rugosité de surface, ce qui accroit la rétention de plaque bactérienne et l'usure de la dent antagoniste.

116 – Biocompatibilité, toxicité, allergie

La céramique alumineuse est l'un des matériaux les plus biocompatibles. La réaction après implantation dans les muscles est faible. Les macrophages, témoins de la persistance de l'irritation sont absents à long terme. Après implantation osseuse, à long terme, les résultats sont inconstants quand à la nature du tissus en contact : tissus fibreux, chondroïde ou os, mais on n'observe pas de réaction irritative. [NIZARD, 1996]

Les céramiques sont donc des matériaux bio-inertes : parfaite tolérance biologique, pulpaire et parodontale. Cependant, les problèmes de biocompatibilités peuvent ne pas être liés directement au matériau, mais à son état de surface. En effet, les défauts de surface, liés à un déficit de polissage après retouches, ou à un défaut de réalisation de l'étape de glaçure, représentent des zones de rétention et de propagation de la plaque dentaire et peuvent générer des problèmes parodontaux. [GREGOIRE, 2008]

En revanche, les céramiques à base de lithium di silicate ne sont, elles, pas biologiquement inertes. Certaines études ont montré qu'elles provoquent une diminution de l'activité mitochondriale de 50% à 70%. Cependant, ces mêmes études ont démontré que ce risque diminuait rapidement avec le temps et restait négligeable si l'état de surface était correctement poli. Les études de [SJÖGREN, 2000] portants sur 5 céramiques dentaires ont montré l'absence de cytotoxicité in vitro.

Plusieurs cas de granulomes ont été rapportés sur des sites ayant reçu l'implantation de matériau contenant de la silice. Aucun en rapport avec des prothèses dentaires. [CHEYLAN, 2005]

On peut résumer les principaux effets toxiques potentiels des composants usuels des céramiques dentaires :

- *aluminium :* quelques cas de toxicité ont été rapportés chez l'homme.
- *lithium :* sous forme de di-silicate, son passage en solution par échange ionique ne semble pas présenter de risque par rapport aux doses sérologiques thérapeutiques recommandées en médecine psychiatrique.
- *Le calcium :* sous forme d'oxyde et de poussière, semble présenter un potentiel irritatif sur le poumon.
- Sont considérés comme peu ou pas toxiques *: le cérium, césium, magnésium, sodium, potassium, étain, titane, zinc et zirconium.*

La revue de la littérature met en évidence l'absence de réactions allergiques liées aux céramiques dentaires. [GARGOURI, 2002], [GUINNEPAIN, 1998], [MILPIED-HOMSI, 2004]

Chez les prothésistes dentaires, l'exposition à la silice est considérée comme pouvant entrer dans la genèse de syndromes auto-immuns difficilement classables. Outre des polyarthrites, ils se manifestent, de façon très variable selon les cas, par des myalgies ou une asthénie musculaire, un phénomène de Raynaud, une sclérodactylie, des éruptions cutanées fugaces, un état subfébrile, de petits troubles hématologiques (anémie, leucopénie, hypergammaglobulinémie, élévation de la vitesse de sédimentation) et par la présence d'anticorps antiacide désoxyribonucléique (ADN), voire d'anticorps antithyroïdiens. Cet ensemble est décrit sous le terme de maladie humaine à l'adjuvant (MHA). [GERAUT, 2006]

117 – Normes

Une norme est un document élaboré par un consensus, sous l'égide d'un organisme de normalisation, par l'ensemble des acteurs d'un marché : producteurs (fabricants de matériaux dentaires) utilisateurs (chirurgiens dentistes, prothésistes dentaires…), laboratoires de recherche, organisations professionnelles (ADF…).

Trois organismes déterminent le niveau de normalisation :
- au niveau international, l'ISO (International Organisation for standardisation)
- au niveau européen, le CEN (Comité européen de normalisation)
- au niveau national, l'AFNOR (Association française de normalisation)

La norme ISO 22112:2005 spécifie la classification, les exigences et les méthodes d'essai relatives aux dents en polymères synthétiques et aux dents en céramique fabriquées pour être utilisées dans l'art dentaire.

L'ISO 6872:2008 spécifie les exigences et les méthodes d'essai correspondantes relatives aux céramiques dentaires pour les restaurations fixes tout céramique, de céramique-métal et des prothèses dentaires.

L'ISO 9693:1999/Amd 1:2005 spécifie les exigences et les méthodes d'essai pour les matériaux céramiques dentaires traités par coulage ou usinage, et pour les céramiques convenant pour être utilisées dans la fabrication des restaurations dentaires métallo-céramiques, ainsi que les exigences et les méthodes d'essai pour la structure composite. Les exigences de la présente Norme internationale s'appliquent aux matériaux métalliques et aux céramiques lorsqu'ils sont utilisés ensemble et que la conformité ne peut être revendiquée pour les matériaux métalliques seuls ou pour les céramiques seules.

118 – Exemples commerciaux

-exemples de céramiques feldspathiques : IPS Empress 2®, IPS e.max Press® (Ivoclar Vivadent®), VITA Mark II® (Vita®), avant : Dicor® (Dentsply®)

-exemples de céramiques alumineuses : InCeram Alumina®, InCeram Spinell® (Vita®), Procera® (Nobel Biocare®)

-exemples de zircones : Lava® (3M Espe®), Cercon® (Dentsply®), DCS Precident® (DCS Dental AG®)

12 – Les Résines acryliques

La résine acrylique est le matériau le plus répandu pour la confection des prothèses amovibles. [LE BARS, 2002]

121 – Définitions

Ce sont des résines synthétiques macromoléculaires, appartenant à la grande famille des matières plastiques. On utilise le plus souvent des mélanges de polymères (copolymères) permettant, d'une part de renforcer la résistance mécanique et la résistance thermique et, d'autre part, de diminuer l'absorption hydrique.[OGOLNIK, 1992]

La formulation chimique de base de la résine acrylique pour prothèse adjointe est le polyméthyl méthacrylate(PMMA). Les réactions de polymérisations conduisent, à partir de la répétition d'unités monomériques (MMA), à la formation de molécules complexes (macromolécules) de poids moléculaire élevé : les polymères.[ESCLASSAN, 2004]

Ces matériaux peuvent être moulés sous l'action de contraintes thermiques : ils sont alors dits thermodurcissables, et permettent la réalisation de différentes pièces prothétiques. Ils peuvent également être polymérisés à froid, par activation chimique : chémodurcissables. [OGOLNIK, 1992]

122 – Composition, rôle des constituants

Le matériau se présente sous forme de *poudre* et de *liquide.*

1221 – Liquide

Instable, volatile, inflammable et toxique, il se compose essentiellement du monomère : *le méthacrylate de méthyle (Fig 11).*

Il comprend aussi :

- *des hydroquinones ou du pyrogallol (1% max) :* inhibiteurs de polymérisation destinés à éviter la polymérisation spontanée par l'oxygène, la lumière, ou la chaleur.

- *du divinyl-bunzène ou du glycol di méthacrylate :* molécules à deux liaisons polymérisables autorisant la constitution d'un réseau macromoléculaire tridimensionnel (polymères annulaires ou cross-linked). Permet de relier les chaînes de polymères entre elles.

- *du dibutyl-phtalate :* sert de plastifiant. Il accélère la dissolution du polymère dans le monomère et diminue le temps de ramollissement, en neutralisant les liaisons secondaires qui empêchent les molécules de glisser les unes sur les autres.

1222 – Poudre

- *polyméthacrylate de méthyle :* sous forme de sphérules de volume variable (entre

quelques 1/100 et quelques 1/10 de millimètres). Il est obtenu par agitation vigoureuse du monomère dans un milieu non polymérisable. (Eau et savon, talc et gélatine…)

- *acrylate d'éthyle :* copolymères

- *peroxyde de benzoyle ou tri-N-butyle borane :* initiateur de polymérisation, capable de donner les radicaux libres, par coupure, sous l'effet de la chaleur ou par activation thermique. Il ne s'agit pas d'un catalyseur à proprement parler car on le retrouve dans la formule du produit fini.

- *sulfures ou oxydes :* pigments colorants

- *oxyde de zinc (ZnO) dioxyde de titane (TiO_2) :* opacifiant car le PMMA seul est transparent (plexiglas)

-*fibres synthétiques colorées :* simulent les capillaires gingivaux

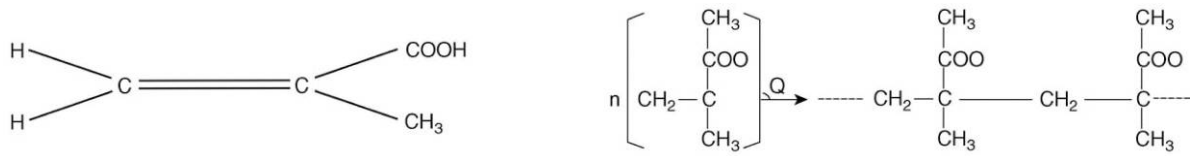

Fig 11. ***Acide méthacrylique et polymérisation du polyméthacrylate de méthyle par chauffage, d'après [MORIN, 2005].***

123 – Polymérisation

Schématiquement, l'addition du monomère sur le pré polymère, en présence d'un initiateur est d'un activateur, provoque une réaction de polymérisation. Celle-ci consiste en une série de réactions chimiques ou la macromolécule (le polymère) se forme à partir d'une seule molécule : le monomère. On assiste à une polymérisation par addition, ou polymérisation radicalaire, elle fait intervenir trois étapes :

- *initiation (amorçage de la réaction)* : elle est assurée par la décomposition (thermique, chimique ou photochimique) d'un composé qui donne des radicaux libres. La phase d'initiation correspond à l'activation du monomère par les radicaux libres ainsi formés.

- *propagation :* cette phase correspond à l'addition successive des unités de monomère

sur la partie active de la chaîne moléculaire de croissance.

- *terminaison :* cette phase correspond à la disparition des centres actifs de la chaîne macromoléculaire.[ESCLASSAN, 2004]

En pratique, les molécules de peroxyde de benzoyle (l'initiateur de polymérisation), sont dissociées par apport d'énergie thermique, ou par activation chimique. Les radicaux ainsi activés ouvrent les doubles liaisons. Chaque molécule de méthacrylate activée constitue un centre propagateur, entraînant l'ouverture en chaîne d'autres doubles liaisons. Le caractère exothermique de la réaction l'active encore, prenant l'allure d'une véritable explosion. [OGOLNIK, 1992]

Le rapport poudre-liquide : le monomère doit imprégner la poudre modérément. Après 10 minutes, il doit subsister de la poudre en excès. Tout surdosage du monomère entraîne un retrait de prise supplémentaire, par augmentation du taux de réticulation.

124 – Propriétés mécaniques et physiques

1241 – Mécaniques :

- *dureté :* 18 à 22 kHn, 16 à 18 kHn sous forme chémopolymérisable
- *module d'élasticité :* 2400 à 3500 MPa
- *limite d'élastique :* 27,5 MPa
- *résistance à la traction :* 60MPa
- *résistance à la compression :* 75Mpa
- *test de résilience :* 1 à 3 MPa
- *résistance à la fatigue :* plus élevée de 50% par rapport aux polyvinyles.
-*absorption d'eau :* de par sa nature moléculaire polaire, la résine est hydrophile. L'absorption d'eau s'effectue toutefois lentement. La résine absorbe en fait 1 % de son poids, ce qui correspond à une dilatation linéaire d'environ 0,23 %. Le temps nécessaire pour atteindre la saturation dépend de l'épaisseur de la prothèse considérée. En moyenne, une prothèse partielle

en résine acrylique immergée dans l'eau à température ambiante se sature complètement en près de 17 jours. [ESCLASSAN, 2004]

Ces valeurs faibles sont encore minorées :

- si le cycle de cuisson est raccourci
- si l'épaisseur est faible
- si la résine est poreuse
- si elle a absorbé trop d'eau
- si les contraintes thermiques au polissage ont été excessives

Les propriétés mécaniques sont améliorées :

-par un haut degré de polymérisation

-par adjonction de glycol di-méthacrylate, permettant d'obtenir une réticulation tridimensionnelle.

1242 – Physiques

- *thermique :* coefficient de dilatation thermique : 81×10^{-6}/°C. En comparaison, le plâtre est à 11×10^{-6}, expliquant les distorsions lors du refroidissement simultané du moule et de la prothèse ; et la dentine à $8,6\times10^{-6}$, l'émail $11,4\times10^{-6}$/°C.
- *conductivité thermique :* 0,2 W/mK, soit environ 50 à 100 fois moins qu'un alliage métallique, avec toutes les conséquences négatives d'une faible transmission des variations thermiques par une base prothétique en polyméthacrylate : trouble de l'extéroception, épithélialisation réduite, ostéogénèse également diminuée, troubles de la salivation…
- *optique :*
    - indice de réfraction : 1,49, proche des tissus dentaires (dentine 1,50, émail 1,60).
    - transparence : est excellente, transmission de 90 % de la lumière incidente et des UV jusqu'à 250 nm.
    - possibilités de coloration et pigmentation du matériau

125 – Dégradation

Les PMMA thermoformés présentent une bonne résistance aux fluides buccaux. Leur dégradation résulte essentiellement d'une fatigue mécanique et thermique, voire de l'absorption hydrique. Plusieurs types de réactions peuvent conduire à une modification de la structure initiale des polymères, libérant des composés qui peuvent remettre en cause la biocompatibilité des résines acryliques. Le monomère résiduel entraîne des réactions allergiques, que nous décrirons plus tard.

- *vieillissement physique :* il correspond à tout phénomène d'évolution irréversible du matériau non induit par une modification chimique des macromolécules. Il est lié à la disparition des plastifiants, à l'absorption des solvants, aux contraintes mécaniques. Cheylan et Al. en 2005, soulignent que ce type de vieillissement est plus fréquent que le vieillissement chimique.

- *vieillissement chimique :* il regroupe des mécanismes entraînant une altération macromoléculaire par coupure des chaînes, par réticulation des chaînes initialement linéaires, par réaction au niveau des groupes latéraux. Dans la résine, des radicaux libres de peroxyde de benzoyle subsistent. En présence d'oxygène, ces radicaux peuvent déclencher des réactions d'oxydation en chaîne provoquant la rupture des liaisons au sein du polymère. [BROGNIEZ, 1989] Les facteurs de ce type de vieillissement sont : les radiations solaires (photo dégradation), l'élévation de température, les constituants salivaires, les modifications de pH (peroxydes alcalins des produits d'entretien). Esclassan et Al., en 2004, ont montré que les P.A.P. en résine plus ancienne sont plus perméables que des prothèses récentes.

126 – Biocompatibilité, toxicité, allergie

1261 – Mécanismes de l'allergie

Les allergies de la muqueuse buccale sont extrêmement rares ; en revanche, elles sont

très souvent incriminées, notamment par le patient. Cette faible fréquence s'explique par des conditions de sensibilisation peu favorables dans le milieu buccal tant sur le plan immunologique qu'anatomique. La cavité buccale et baignée par la salive, qui assure un lavage continu et facilite l'élimination des agents irritants et sensibilisant potentiel, et joue un rôle chimique neutralisant en raison de son pH légèrement acide.

Par ailleurs, la vascularisation extrêmement riche de la muqueuse buccale permet une dispersion et une absorption rapide de l'allergène ; en revanche, l'absence de couche cornée augmente le pouvoir d'absorption et la rend plus fragile. Les cellules de Langerhans, primordiales dans les phénomènes allergiques retardés, sont peu abondantes dans la muqueuse buccale normale ; les protéines porteuses capables de coupler les haptènes sont également moins nombreuses dans la muqueuse buccale que dans la peau.

Les manifestations allergiques de la muqueuse buccale selon leurs mécanismes physiopathologiques sont soit *immédiats* : les urticaires de contact ; soit *retardés* : les eczémas de contact. Les réactions observées chez les patients sont peu nombreuses et en général mineures, alors que les allergies professionnelles chez les dentistes et les prothésistes sont régulièrement rapportées et touchent essentiellement les mains. [MILPIED-HOMSI, 2004]

Il n'existe pas d'allergies aux polyméthacrylates en tant que tels, mais à certains de leurs constituants :

- les colorants, oxydes métalliques et colorants organiques, surtout quand ils sont incorporés après pré polymérisation.
- les plastifiants
- le pyrogallol (anti oxydant)
- les amines utilisées comme activateurs des résines chémopolymérisables

Le diagnostic différentiel doit toujours être fait, pour ne pas confondre :

- avec des réactions chimio toxiques, attribuables au monomère résiduel
- avec une pathologie liée à une mauvaise hygiène : candidose en particulier
- avec tous les troubles inflammatoires et traumatiques que peut entraîner l'inadaptation des prothèses. [OGOLNIK, 1992]

L’allergie ou hypersensibilité à l'instar du choc anaphylactique vrai est une réaction immunologique en trois temps :

- une phase de contact entre l'organisme et l'allergène
- une phase d'incubation
- une phase de second contact entre la substance allergénique qui déclenche alors la réaction allergique. Les deux premiers temps passent souvent complètement inaperçus. Localement, les signes cliniques d'une réaction allergique peuvent parfois être semblables à ceux d'une réaction d'irritation (érythème, œdème). L'allergie comporte toujours une notion de système immunologique activé par une exposition préalable. C'est ce qui la différencie du choc anaphylactique et de l'irritation qui, elle, se définit comme une "réaction inflammatoire localisée à une application unique ou à l'application répétée ou continue d'une substance, sans mise en cause d'un mécanisme immunologique".

Dans de nombreuses situations, les substances sont antigéniques, mais non immunogéniques : ce sont des haptènes. Leur liaison avec une protéine porteuse leur confère les propriétés immunogéniques. La notion de terrain allergique de l'individu est importante. [LE-BARS, 2002]

De nombreux facteurs jouent un rôle dans l'évaluation des effets biologiques secondaires des matériaux prothétiques. Le type, la forme, le contour, l'étendue de la prothèse, les médicaments pris par le patient, le taux de flux salivaires, la xérostomie, l'hygiène buccale ainsi que la qualité de l'adaptation et de la fonction de la prothèse constituent tous des conditions pouvant affecter les réactions locales en plus de celle causée par les matériaux eux-mêmes. [GREGOIRE, 2008]

1262 – Risques pour le patient

D'une manière générale, le PMMA est biocompatible. Toutefois, nous pouvons constater chez certains patients des réactions toxiques et des réponses allergiques liées à la présence de monomère de méthylmétacrylate chez des individus déjà sensibilisés, spécialement avec les prothèses n'ayant pas subi une polymérisation suffisante. Plus le taux de

résidus de monomère est élevé, plus le risque de réactions allergiques est important. Ces réactions ont tendance à apparaître rapidement après la pose de la prothèse.

Les résines thermo polymérisées sont bien tolérées par le système gingival, alors que les résines polymérisées à froids, c'est-à-dire auto polymérisables, provoquent plus souvent de réactions gingivales du fait de la concentration en monomère résiduel plus élevée. Ainsi, dans le cadre d'une réparation de prothèse amovible en bouche utilisant de la résine auto polymérisable, il faut prendre les précautions nécessaires pour protéger les muqueuses du monomère. Toutefois, les réactions d'intolérance restent exceptionnelles et doivent être prouvées par des tests cutanés.

Des traumatismes physiques causés par des prothèses mal adaptées ou des défauts d'hygiène peuvent également engendrer des réactions locales ayant les mêmes manifestations cliniques. L'intrados des prothèses en résine constitue un milieu favorable à la prolifération de candida albicans. De plus, dans le cadre de prothèses mal adaptées, on peut observer une inflammation. Cette dernière modifie la perméabilité tissulaire et favorise la pénétration de candida albicans en profondeur dans la muqueuse palatine. [GREGOIRE, 2008]

Depuis la suppression de la vulcanite, les allergies de contact sont devenues rares. Les résines acryliques : leur responsabilité est controversée dans les stomatites des porteurs de prothèse adjointe (surtout supérieure chez les femmes de plus de 50 ans). Cette allergie est considérée comme exceptionnelle. Théoriquement sont allergisants les monomères : MMA et les adjuvants de polymérisation, inhibiteurs et initiateurs (peroxydes de benzoyle, hydroquinones, pyrogallols). Mais d'autres allergènes peuvent être accusés (des plastifiants comme les phtalates, le formol ou des agents de texture prévenant le craquellement). Les pigments sont exceptionnellement en cause : les sels de cadmium, bien qu'à l'origine de fréquent test positif probablement d'origine irritative, ne sont pas responsables en général d'allergies de contact. L'usage des résines polymérisées à chaud rend peu probable le contact d'un monomère sensibilisant avec la muqueuse buccale. Responsable de phénomènes irritatifs précoces, ces monomères libres sont rapidement dilués en bouche. Toutefois, en vieillissant, la résine peut acquérir des propriétés sensibilisantes ou s’imprégner d'allergènes médicamenteux ou de produits d'hygiène. En réalité, les symptômes attribués à ces prothèses surviennent rarement tardivement après de nombreux mois ou années d'usage d'une prothèse bien tolérée. Celle-ci peut alors devenir responsable de signes subjectifs (brûlure linguale ou

palatine) isolés ou s'accompagner d'une stomatite. Ailleurs, c'est une stomatite érythémateuse simple sans symptôme qui est dépistée.

C'est à l'occasion de manifestations précoces, de 6 à 48 heures après la mise en place d'une nouvelle prothèse, problème réglé ensuite par changement de matériaux ou recuisson de la prothèse, que l'on met le plus souvent en évidence le rôle d'un allergène. Il s'agit en général de rougeurs diffuses de la muqueuse buccale, parfois d'érosions, plus rarement avec une diffusion régionale à type d'œdème facial. L'épreuve du vernis isolant est, dans ce cas, utile. Les réparations des prothèses utilisant une polymérisation à froid souvent incomplète sont à risque d'irritation autant que d'allergies. Les stomatites sous-prothétiques sont bien plus souvent en rapport avec d'autres étiologies. Notamment les produits adhérant pouvant contenir des substances allergisantes. [GUINNEPAIN, 1998]

1263 – Risques pour le personnel

Les résines acryliques sont des résines thermoplastiques utilisées dans le milieu médical et paramédical. Les prothésistes et les chirurgiens-dentistes peuvent se sensibiliser aux acrylates contenus dans les résines. [GERAUT, 2006] Il en résulte des cas de plus en plus nombreux de dermites de contacts et répondent la plupart du temps à un mécanisme allergologique plus que d'irritation. [ENIAFE-EVEILLARD, 2009] Dans une étude introspective de 1975 à 1998, Kanerva et Al. ont observé 630 dermatoses professionnelles chez les professionnels dentaires : 70,6 % ont été de type allergique, 161 dermatoses ont été en rapport avec le méthacrylate, toutes détectées après 1981 dont 87 % ont été de type allergique. Tucker et Beck ont rapporté, entre 1983 et 1998 440 tests cutanés positifs aux 30 sous-types de méthacrylates, soit une prévalence de 3,1 %. Les lésions cutanées consistent en d’importantes pulpites souvent chroniques des pouces et des indexes ou des dermites kératosiques, fissurées et très douloureuses. [GARGOURI, 2002]

Le risque d'apparition d'effets indésirables liés aux résines acryliques s’avère plus important pour l'équipe soignante que pour les patients. Les prothésistes travaillant sans gants ce type de matériau développent des allergies de contact, des conjonctivites, les eczémas mais

aussi des sécheresses cutanées associées ou non à des fissures de la peau. Enfin, selon l'étude de MEDING, les réactions cutanées au MMA s’avèrent être 20 % plus importantes chez les femmes que chez les hommes. [GREGOIRE, 2008]

127 – Normes

L'ISO 22112:2005 spécifie la classification, les exigences et les méthodes d'essai relatives aux dents en polymères synthétiques et aux dents en céramique fabriquées pour être utilisées dans l'art dentaire.

L'ISO 10139-1:2005 spécifie les exigences relatives aux propriétés physiques, aux méthodes d'essai, au conditionnement, au marquage et aux instructions du fabricant concernant les produits souples pour intrados de prothèses dentaires amovibles utilisables à court terme.

L'ISO 10139-2:2009 spécifie les exigences afférentes à la souplesse, à l'adhésion, à la sorption d'eau et à la solubilité dans l'eau des produits souples pour intrados de prothèses dentaires adaptés à un usage à long terme. Elle traite également des exigences relatives à leur conditionnement, à leur marquage et à leur mode d'emploi. Ces produits peuvent également être utilisés pour les prothèses maxillo-faciales.

L'ISO 20795-1:2008 établit la classification des polymères et des copolymères pour base de prothèses dentaires et en spécifie les exigences. Elle spécifie également les méthodes d'essai à utiliser pour déterminer la conformité à ces exigences. De plus, elle définit les exigences relatives à l'emballage et au marquage des produits ainsi qu'aux instructions à fournir pour l'utilisation de ces produits. Par ailleurs, elle s'applique aux polymères pour base de prothèses dentaires pour lesquels le fabricant revendique que le produit dispose d'une résistance au choc améliorée. Elle spécifie également l'exigence et la méthode d'essai correspondantes à utiliser.

L'ISO 20795-1:2008 s'applique aux polymères pour base de prothèses dentaires tels que ceux qui sont énumérés ci-après:

- poly (esters d'acide acrylique);
- poly (esters d'acide acrylique substitués);
- poly (esters de vinyle);
- polystyrène;
- caoutchouc modifié de poly (esters d'acide méthacrylique);
- polycarbonates;
- polysulfones;
- poly (esters d'acide diméthacrylique);
- polyacétals (polyoxyméthylène);
- copolymères ou mélanges des polymères énumérés de a) à i).

128 – Exemples commerciaux

Selecta Plus® (Dentsply)
Lucitone® (Dentsply)
Acry Pol R® (Ruthinium)

13 - Les matériaux métalliques

Plusieurs métaux et alliages sont utilisés en prothèse dentaire. Ils permettent la réalisation de reconstitutions fixées unitaires ou plurales, d'armatures pour prothèse scellée recouverte de cosmétique ainsi que de châssis de prothèse amovible. L'éventail de choix de matériaux est large, allant du métal pur, par exemple le titane, à l'alliage de plusieurs métaux. Ce large choix implique des différences notoires de comportement, il est donc nécessaire d'avoir une bonne connaissance des matériaux pour faire le meilleur choix en fonction de l'indication et du patient.

131 - Alliages nobles

1311 – Composition et classification

Les alliages pour coulée peuvent se classer de différentes manières, mais la classification la plus utilisées est celle de l'American Dental Association (ADA). La classification ADA distingue 3 groupes d'alliages en fonction de leur composition [WATAHA, 2004] :

- *les alliages « high noble » :* doivent contenir au moins 25% en masse d'or et au moins 60% de métaux nobles quels qu'ils soient (or, palladium, platine). La plupart des alliages d'or utilisés depuis les années 1970 se classent dans cette catégorie.
-*les alliages « nobles » :* doivent contenir au moins 25% de métal noble, sans minimum pour l'or.
-*les alliages « base métal »* : contiennent moins de 25% de métal noble en pourcentage de masse, sans autre spécification concernant leur composition.

L'ADA a déterminé des symboles pour aider le praticien à déterminer à quelle catégorie un alliage donné appartient. Ce système de classification est plus universel que le classement précédent, remplacé en 1984, qui se basait sur les alliages à base d'or.

Fig 12. ***Sigles de la classification ADA, selon [WATAHA, 2004].***

L'ADA a aussi établi un classement des alliages en fonction de leurs propriétés physiques. Elle distingue ainsi 4 types d'alliages :

ADA designation	Yield strength (MPa, in tension)	Elongation (%)
Soft	<140	18
Medium	140–200	18
Hard	201–340	12
Extra-hard	>340	10

Fig 13. ***Classification des alliages en fonction de leurs propriétés physiques, selon [WATAHA, 2004].***

Si ce classement peut se justifier par domaine d'application (reconstitution unitaire, plurale, massive ou d'infrastructure), il apparait que la notion de dureté est un paramètre bien restrictif. [MOULIN, 2002]

Les alliages dits *« High noble »* :

Les alliages « High noble » peuvent être divisés en plusieurs catégories : ceux à base d'or et de platine (Au-Pt), or et palladium (Au-Pd) et or-cuivre-argent (Au-Cu-Ag). Les 2 premières catégories conviennent pour des restaurations coulées massives ou des chapes de coiffes céramo-métalliques, la dernière ne peut convenir que pour des couronnes coulées, à cause de sa forte teneur en argent et en cuivre.[GIVAN, 2007], [WATAHA, 2004]

-*les alliages Au-Pt* sont les plus récents dans la catégorie des « High noble », ils ont été mis au point pour éviter l'utilisation du palladium (Pd), dont le cours a connu une forte hausse et dont la biocompatibilité a été sujette à controverse entre 1995 et 1998. Bien que les choses aient été clarifiées depuis, l'alliage à base d'or-platine (Au-Pt) reste présent sur le marché. Ces alliages (Au-Pt) ont une structure métallurgique complexe. En effet, l'or et le platine ne sont pas complètement miscible l'un avec l'autre. Ils sont généralement renforcés par une phase de Zn dispersée ou parfois d'argent. Leur résistance à la corrosion dépend essentiellement des conditions de mise en œuvre au laboratoire.

-*les alliages Au-Pd* sont un type commun d'alliage « High-noble », utilisés pour la confection de couronnes coulées et d'infrastructures. On peut leur ajouter de l'argent (Ag) pour améliorer leurs propriétés physiques. De structure simple phase, sa couleur est blanche. La résistance de ces alliages à la corrosion est importante en milieu biologique, même à un pH faible.

-*les Au-Cu-Ag* sont présents depuis longtemps dans l'histoire de la dentisterie. Ils s'apparentent en composition à l'ancien « type 3 ». Ces alliages sont généralement jaunes, de structure simple phase. Ils sont donc facilement coulés et brasés.

Les alliages dits *«Noble» :*

Les alliages « nobles » n'ont pas de teneur minimum requise en or, mais ils doivent contenir au moins 25% de métal noble (Au, Pd ou Pt). On retrouve plusieurs groupes d'alliages : à base d'or, de palladium et d'argent.[WATAHA, 2002]

-*les alliages Au-Cu-Ag-Pd :* sont une variation de l'alliage « High noble » mais avec moins d'or. Ces alliages ont toujours une structure simple.

-*les alliages Pd-Cu :* sont utilisés pour couronnes coulées et couronnes céramo-métalliques. Ils contiennent habituellement du gallium (Ga) qui diminue la température du liquidus et qui améliore la liaison métallo-céramique et augmente la résistance. La présence de cuivre dans leur composition peut entraîner des changements de propriété pendant la cuisson de la céramique, mais un bon protocole de laboratoire permet d'éviter ces désagréments. Les alliages palladium-cuivre (Pd-Cu) ont, la plupart du temps, une structure multiple-phase. Leur résistance à la corrosion dépend spécifiquement de la composition et de la manipulation de ces alliages. Leur module d'élasticité est le plus haut parmi les alliages d'or et de palladium.

-*les alliages Pd-Ag :* ces alliages peuvent avoir des compositions relatives très variables : de 26 %wt de Pd et 60 %wt Ag, à 70 %wt Pd et 20 %wt Ag. À cause de ses variations, la résistance à la corrosion varie en fonction, et diminue quand le pourcentage d'argent (Ag) augmente. Ces alliages ont la plupart du temps une structure multiple-phase et peuvent être utilisés pour des couronnes coulées ou des couronnes céramo-métalliques si le risque de coloration verte de la porcelaine par l'argent a été pris en considération.

Dans l'ensemble, les alliages nobles ont une température de solidus assez élevée, ce qui reflète une part importante de palladium dans leur composition. Les alliages Au-Cu-Ag-Pd font exception : leur solidus est trop bas pour qu'ils puissent être utilisés comme chapes de coiffes céramo-métalliques. Les alliages nobles peuvent être de couleur jaune ou blanche, plus souvent blanche, à cause de la forte concentration de palladium dans une majorité de formulation. La résistance à la corrosion des alliages nobles, dépend de la microstructure et de la présence de cuivre et d'argent.

	%Au	%Pd	%Pt	%Ag	%Cu	%Other
High noble						
Au-Pt-Pd-Ag	78.00	12.00	6.00	1.20		1 Fe; <1 In, Sn, Ir
Au-Cu-Ag-Pd I	77.00	1.00		13.54	7.95	<1 Zn, Ir
Au-Cu-Ag-Pd II	60.00	3.75		26.70	8.80	<1 Zn, In, Ir
Au-Pt-Pd	86.00	1.95	10.00			2 In; <1 Ir
Au-Pd-Ag-In	40.00	37.40		15.00		6 In; 1.5 Ga; < 1 Ir
Noble						
Au-Cu-Ag-Pd III	46.00	6.00		39.50	7.49	1 Zn; <1 Ir
Pd-Cu-Ga		75.90			10.00	6.5 Ga; 7 In; <1 Ru
Ag-Pd		53.42		38.90		7 Sn; <1 Ga, Ru, Rh
Pd-Ga-Au	2.00	85.00				10 Ga; 1.1 In; <1 Ag, Ru
Pd-Ag-Au	6.00	75.00		6.50		6 In; 6 Ga; <1 Ru

Fig 14. ***Composition des principaux alliages « high-noble » et « noble », selon [GIVAN, 2007].***

1312 – Rôle des constituants

Les propriétés et la structure finale de l'alliage sont influencées par certains éléments, même présent à des concentrations inférieures au 1/1000eme. Il est donc important de connaître en détail la composition de l'alliage. L'argent, le cuivre, le ruthénium, l'indium, le fer, le manganèse, le zinc, le tantale, l'étain, le gallium, le niobium, ces métaux sont ajoutés en proportions variables aux métaux de base.[GOLDBERG, 2004]

L’or (Au) : inerte chimiquement, il augmente la résistance à la corrosion. Il confère à l'alliage sa ductilité et augmente sa densité. Il élève la température de fusion, se combine, lors du traitement thermique de l'alliage, avec le cuivre pour durcir l’alliage. Il donne à l'alliage une couleur jaune.

Le platine (Pt) : inerte chimiquement, il augmente la dureté, et, additionné à l’or, il améliore encore la résistance à la corrosion. Son utilisation est limitée car il élève le point de fusion, au-delà de 12 %. Il blanchit l'alliage.

Le palladium (Pd) : rôle similaire à celui du platine. Très peu actif chimiquement, il augmente la dureté et la température de fusion de l'alliage. Il participe aussi à sa résistance à la corrosion. Il diminue la densité de l'alliage. Il blanchit l'alliage plus que tout autres constituants (il suffit de 5 à 6 % de palladium pour le blanchir complètement).

L'argent (Ag) : actif chimiquement, il contribue à la ductilité de l'alliage. L'argent tend à blanchir l'alliage. Il diminue sa densité, et le durcit en association avec le cuivre. Il se corrode en présence de soufre.

Le cuivre (Cu) : très actif chimiquement, il augmente la résistance mécanique et la dureté de l'alliage. Il diminue sa densité, il abaisse le point de fusion de l'alliage et tend à lui donner une couleur rougeâtre, corrigée par la présence d'argent. Le cuivre diminue la résistance à la corrosion de l'alliage, son utilisation doit donc être limitée.

Le ruthénium (Rh) : diminue l'hétérogénéité de l'alliage, est un affineur de grain. Il durcit l'alliage en présence de platine.

L'iridium (Ir) : des micro-additions de l'ordre de 0,005 % provoquent une germination homogène des alliages, c'est un affineur de grain. Il durcit l'alliage en présence de platine.

Le gallium (Ga), l'indium (In), l’étain (Sn) : ces métaux très actifs chimiquement abaissent le point de fusion.

Le zinc (Zn) : très réactif chimiquement, il blanchit l'alliage et joue un rôle de désoxydant. Il abaisse la température de fusion et diminue la densité de l'alliage. En présence de platine, le zinc durcit l'alliage.

1313 – Propriétés physiques et mécaniques

-*la dureté* est définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale sous charge. C'est une propriété de surface.
-*le module d'élasticité*, ou *le module Young* qualifie la rigidité d'un matériau. Il correspond au rapport contraintes/déformations dans le domaine élastique.
-*la limite d'élasticité* est la contrainte maximale appliquée à un matériau sous traction uni-axiale en deçà de laquelle le corps revient à son état initial sans déformation si cette contrainte est relâchée. Elle définit les limites entre le domaine élastique et le domaine plastique.
-*l'allongement à la rupture* correspond à l'allongement maximal d'un corps sous contrainte uni-axiale qui précède la fracture de celui-ci. [MOULIN, 2002], [GOLDBERG, 2004]

	Alliages dentaires précieux à couler (type IV selon ADA)				Alliages dentaires précieux pour restaurations métallocéramiques		
Normes	ISO 1562	ISO 8891			ISO 9693		
Classe d'alliage	Base Au	Base Au	Base Au-Ag	Base Ag	Base Au	Base Au-Pd	Base Pd
Dureté après coulée HV5	250-280 (110-140)*	210-300	170-230	190-210	160-210	200-250	260-330
Module d'élasticité	95-100 (80)*	95	95-100	100	100	115-125	120
Limite d'élasticité	600-700 (200-300)*	500-800	430-530	450	300-500	430-650	525-725
Allongement à la rupture	12 (45)*	8	16	14	6-14	15-25	17-34

Fig 15. ***Propriétés mécaniques des alliages dentaires précieux, selon [MOULIN, 2002].***

-*la densité de l'alliage* se définit comme la masse d'alliage pour 1 cm^3 de matériau.
-*l'intervalle de fusion* correspond à l'écart de température lorsque l'alliage passe de l'état liquide à l'état solide.

-*la température de coulée* est la température approximative à laquelle l'alliage, rendu complètement liquide, peut être coulé dans le revêtement. Elle se situe légèrement au-dessus du liquidus et diffère de la température de fusion qui se situe dans l'intervalle de fusion.

-*le coefficient d'expansion, ou de dilatation thermique (CET ou CDT)* correspond à la variation dimensionnelle d'un matériau sous l'effet de la variation de la température. Il s'exprime en µm/m/°C. Celui de l'alliage doit être proche de celui du matériau d'émaillage.

	Alliages dentaires précieux à couleur				Alliages dentaires précieux pour restaurations métallocéramiques		
Normes	ISO 1562	ISO 8891			ISO 9693		
Classe d'alliage	Base Au	Base Au	Base Au-Ag	Base Ag	Base Au	Base Au Pd	Base Pd
Densité	15,5	14	12	10,7	18,5	14	11,5
Intervalle de fusion	880-940	860-910	910-990	960-1030	1080-1200	1140-1280	1120-1260
Températures de coulée	1000	1000	1100	1200	1350	1450	1450
CET					13-15		

Fig 16. ***Propriétés physiques des alliages nobles, selon [MOULIN, 2002].***

-*la conductibilité thermique* est de l'ordre de 250 W/mK, c'est-à-dire près de 500 fois celle de la dent, 250 fois celle de l'émail, et 10 fois celle de l'amalgame qui est de 23 W/mK. Les valeurs assez élevées peuvent être agressives pour un inlay ou une couronne sur dent pulpée, mais représentent un avantage pour une prothèse adjointe car ils permettent une stimulation thermique au palais.

Alloy type	Solidus-liquidus (°C)	Color	Phase structure	Elastic modulus (static, GPa)	Vicker's hardness (kg/mm^2)	Yield strength (tension, 0.2%, MPa)
Au-Pt (Zn)[a]	1060–1140	Yellow	Multiple	65–96	165–210	360–580
Au-Pd (Ag)[a]	1160–1260	White	Single	105	280	385
Au-Cu-Ag	905–960	White	Single	100	210	450

[a] In many formations.

Fig 17. ***Propriétés principales des alliages « high-noble », selon [WATAHA, 2004].***

Alloy type	Solidus-liquidus (°C)	Color	Phase structure	Elastic modulus (static, GPa)	Vicker's hardness (kg/mm^2)	Yield strength (tension, 0.2%, MPa)
Au-Cu-Ag-(Pd)[a]	880–930	Yellow/white	Single	100	250	690
Pd-Cu-Ga	1145–1270	White	Multiple	127	280	580
Pd-Ag	1185–1230	White	Multiple	125	275	620
Ag-Pd	990–1045	White	Multiple	93	230	480

Fig 18. ***Propriétés principales des alliages nobles, selon [WATAHA, 2004].***

1314 – Aptitude à la liaison céramo-métallique selon le type d'alliage

La liaison se fait par l'intermédiaire d'une couche d'oxyde de surface. Si un alliage doit être utilisé en tant que chape d'une restauration céramo-métallique, plusieurs propriétés doivent être précisées. La couleur ainsi que l'épaisseur de l'oxyde de l'alliage doivent être prises en considération. Les alliages à haute teneur d'or ont un oxyde relativement clair qui peut être facilement masqué par l'opaque. De manière générale, les couches d'oxyde épaisses augmentent le risque de défaut de liaison céramo-métalliques. Les fêlures et fractures sont liées au fait que les oxydes sont plus cassants et fragiles que l'alliage et la céramique. De plus, les forces occlusales sont souvent concentrées dans cette couche d'oxydes. Les alliages à base d'or et de palladium (Au-Pd) ne possèdent pas naturellement une couche d'oxydes suffisante à leur surface en raison de leur nature noble. Il faut ajouter des éléments comme l'indium, le gallium ou l'étain, en faible quantité, pour provoquer l'apparition d'une couche d'oxydes, qui, malgré cet ajout, reste fine. Ces éléments, essentiels à la liaison céramo-métallique, risquent d'être éliminés lors de la coulée, si les procédures sont mal respectées. Par ailleurs, les alliages précieux ne doivent pas être réutilisés sans addition d'une quantité suffisante d'alliage neuf [AYAD, 2008], [HORASAWA, 2004], [WATAHA, 2002], [GOLDBERG, 2004] ; et [VIENNOT, 2006] a montré que l'utilisation d'un creuset en graphite pouvait diminuer les propriétés d'adhérence à la céramique et de résistance à la corrosion.

L'extension relative entre le métal et la céramique revêt une grande importance pour la liaison céramique. L'alliage et la céramique se dilatent lors de la cuisson et se contractent lors du refroidissement. La solution de choix est d'utiliser une céramique ayant un coefficient d'expansion thermique inférieure à celui de l'alliage. La plupart des alliages dentaires ont un C. E. T. compris entre 13,5 et 17×10^{-6}/°C. Les C. E. T. des céramiques traditionnelles varient entre 13 et 14×10^{-6}/°C, mais celui des nouvelles céramiques peut varier. [GIVAN, 2007] Par ailleurs, le C. E. T. de la céramique ne doit pas être trop inférieur à celui de l'alliage au risque de perturber la liaison céramo-métalliques par la création de stress de compression. On considère qu'une différence de 0,5 est correcte.

Les alliages utilisés pour les restaurations céramo-métalliques doivent avoir une température de fusion compatible avec la température de cuisson de la céramique. Parce qu'ils sont composés de plusieurs éléments, les alliages ont, non pas une température de fusion, mais un intervalle de température entre la fusion des premiers éléments (solidus) et la fusion de l'ensemble de l'alliage (liquidus). Pendant les étapes de cuisson de la céramique, voire de brasure, il est impératif de ne pas dépasser la température du solidus de l'alliage. La littérature recommande de rester à 50°C en deçà du solidus de l'alliage.

1315 – Corrosion

Les principaux métaux contenus dans les alliages précieux sont résistants à la corrosion [UNGER, 1995]. La présence du cuivre ou d'argent dans l'alliage peut entraîner une corrosion à chaud de l'alliage (ternissure). Les additions mineures destinées à modifier les propriétés mécaniques ou physiques ont une influence réelle sur la résistance à la corrosion de l'alliage [ELSHAHAWY, 2009]. Il est donc nécessaire de vérifier le sérieux des contrôles réalisés par le fabricant [RECLARU, 1995], [GOLDBERG, 2004].

Les alliages nobles représentent la classe privilégiée en terme de comportement électrochimique. Ils sont quasi inaltérables dans les conditions du milieu buccal [UNGER, 1995]. Ces métaux se comportent comme des réservoirs d'électrons et ne contribuent pas au processus d'ionisation. Dans le milieu buccal, le potentiel de repos des alliages d'or est lié aux

propriétés électrochimiques des composées redox et de l'oxygène en solution dans la salive. En général, ce potentiel est positif et peut induire par couplage électrochimique la corrosion des autres métaux présents au voisinage. Chez un patient présentant des restaurations en métal noble, les phénomènes de corrosion sont en principe inexistants. Lorsque d'autres restaurations doivent être réalisées, il est important de rester homogène dans les métaux utilisés [TOUMELIN-CHEMLA, 1998].

Etude visant à établir une classification des alliages dentaires en fonction de leur résistance à la corrosion : [MANARANCHE, 2007]

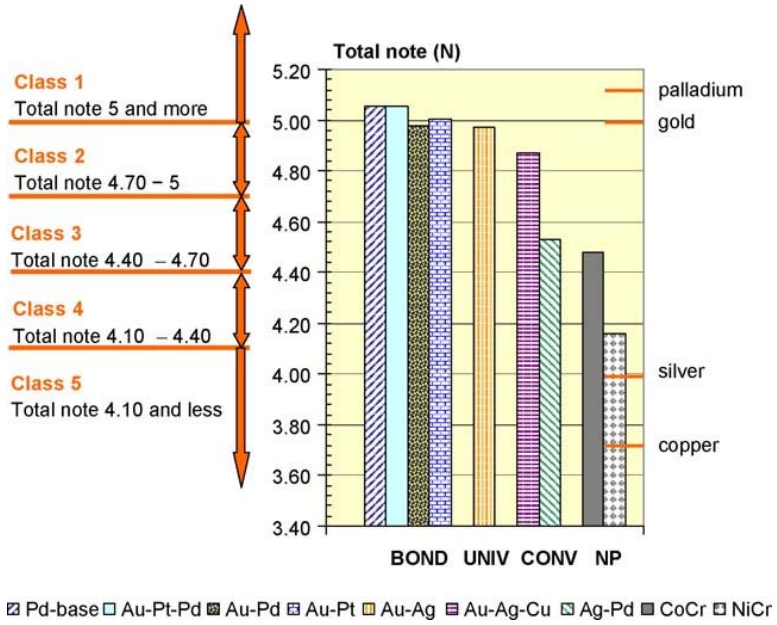

Fig 19. ***Corrosion des alliages dentaires, système de classification, selon [MANARANCHE, 2007].***

Les alliages nobles à base de Pd et Au-Pt-Pd sont les plus résistants à la corrosion, même plus résistants que l'or pur. Il est intéressant de noter que, selon [MANARANCHE, 2007], certains alliages nobles ont une note définitive inférieure à celle de métaux de base (Pagalin 2®, Ag-Pd : 4,283, Xeradur®, Cr-Co : 4,603) Ou, selon [AL-HITY, 2007] : IPS 96®, Au-Pt-Ag est moins résistant in-vitro à la corrosion que IPS 30®, Co-Cr.

1316 – Biocompatibilité, toxicité, allergie

Un matériau et ses produits de dégradation sont dits biocompatibles s'ils ne provoquent aucune réaction toxique, mutagène, cancérigène, allergique ou inflammatoire. Si quelques cas d'hypersensibilité de contact cutanés ont été répertoriés avec des alliages riches en or et les sels de leurs métaux constitutifs, aucune réaction de la muqueuse buccale à l'égard des alliages à haute teneur en or n'a été mise en évidence au cours d'une étude in vivo [MOULIN, 2002].

De manière générale, les alliages ayant la proportion la plus élevée en or présentent le meilleur comportement, alors que les alliages ayant le pourcentage le plus élevé en argent donnent des résultats plus défavorables [ELSHAHAWY, 2009], [WRIGHT, 1981]. L'or n'est pas cytotoxique, avec des résultats similaires à la céramique [CORSO, 1985], [GOLDBERG, 2004].

Les alliages nobles ont le plus faible taux de dissolution [WATAHA, 1998]. Toutefois, la libération de cuivre et de zinc est souvent mise en évidence [SCHMALZ, 1998], [SJOGREN, 2000], [WATAHA, 1998], essentiellement pour les alliages ternaires or-cuivre-argent (Au-Cu-Ag). La dissolution d'argent ou de cuivre apparaît augmenter lorsque leur proportion dans l'alliage est supérieure ou égale à celle de l'or ou du platine [ELSHAHAWY, 2009]. Dans une moindre mesure, le gallium et l’étain sont relargués par les alliages à base de palladium [CAI, 1999], [SYVERUD, 2001]. On trouve aussi en faible quantité du platine, du palladium et de l'iridium. Il faut noter que ce sont essentiellement les éléments d’addition des alliages à haute teneur en métaux nobles qui subissent une dissolution partielle [GEURTSEN, 2002], [WATAHA, 2000], et plus particulièrement les alliages destinés à la céramisation. Ces éléments sont libérés à des doses bien inférieures à celles apportées par les sources naturelles [LOPES-ALLIAS, 2006]. Les sensibilisations allergiques provoquées par les alliages nobles sont rares [GARGOURI, 2002]. La revue de la littérature semble présenter quelques cas, mais dont la pertinence semble influencée par des facteurs tels que l'hygiène buccale et la prise de médicaments [SCHMALZ, 2002]. Il n'existe à ce jour aucune démonstration des propriétés cancérogènes des alliages dentaires en bouche, par contre, ce risque existe pour les prothésistes, en contact avec des poussières de métaux [GEURTSEN, 2002]. Le choix d'un

alliage noble doit privilégier les compositions à haute teneur en or, platine et palladium [SUN, 2002], [TUNA, 2009], [WATAHA, 2000], au détriment des alliages de moindre noblesse à forte proportion de cuivre ou d'argent [AL-HITY, 2007], [CHEYLAN, 2005].

132 - Alliages non nobles

Aussi appelés « base métal » selon la classification A.D.A.

Deux grandes classes peuvent être distinguées : les alliages à base de nickel et de chrome (Ni-Cr), et les alliages à base de cobalt et de chrome (Co-Cr) [GOLDBERG, 2004].

1321 – Composition et classification

- *Alliages nickel-chrome (Ni-Cr) :*

C'est du fait du faible coût du nickel, comparé à l'or, que les alliages de nickel-chrome ont commencé à être utilisés pour des restaurations fixées unitaires ou plurales et des infrastructures de prothèses amovibles, à partir de 1960. En plus de l'avantage financier, les alliages nickel-chrome ont de meilleures propriétés pour l'utilisation en tant que chape de restauration céramo-métallique [WATAHA, 2004]. Ces meilleures propriétés sont des valeurs de dureté et un module d'élasticité plus important comparés à l'or [WATAHA, 2002]. Ces valeurs permettent de diminuer l'épaisseur du support métallique laissant plus de place pour le matériau cosmétique, tout en conservant des propriétés mécaniques adéquates. De plus, le coefficient d'expansion thermique (C.E.T.) des alliages nickel-chrome est proche de celui des céramiques ce qui permet d'éviter les fractures durant les cycles de cuisson et de refroidissement [ROACH, 2007].
Les alliages nickel chrome sont généralement divisés en groupes basés sur la contenance en chrome, molybdène et béryllium. On distingue ainsi trois catégories de composition :

-Ni-“high” Cr (16 à 27%)-“high” Mo (>6%)

-Ni-Cr

-Ni-Cr-Be

- *Les alliages cobalt-chrome (Co-Cr)*

En 1907, HAYNES a déposé un alliage de cobalt chrome sous le nom de « stellite® ». Plus tard, il ajouta du tungstène et du molybdène pour augmenter la dureté et la résistance à l'abrasion. C'est en 1909 que ERDLE et PRANGE des laboratoires « Austenal® » ont développé les alliages cobalt-chrome-tungstène (Co-Cr-W) et cobalt-chrome-molybdène (Co-Cr-Mo) pour des usages dentaires. L'alliage cobalt-chrome-molybdène a été appelé « vitallium® », en 1932. À la fin des années 30, VENABLE et STUCK ont mené une série d'études sur les alliages disponibles à l'époque, dont ce nouveau cobalt-chrome-molybdène, afin de déterminer les effets de l'électrolyse sur les os et les tissus environnants. Ils ont trouvé que le « vitallium® » avait une meilleure résistance aux fluides corporels et pas d'effet sur les tissus environnants. [ROACH, 2007].

En l'absence de classification officielle des alliages non nobles, il est possible de proposer plusieurs types de classifications, fondées sur : [MEYER, 1992]

-la composition :

-Ni-Cr-Fe : version primitive

-Ni-Cr-Mo-Be : pour la coulabilité, en chape de CCM surtout

-Ni-Cr-Mo : majorité des alliages utilisés en prothèse fixée

-Co-Cr-Mo : pour les chapes avec basse teneur en carbone et pour la PAP

-Co-Cr-W : pour les chapes uniquement

-l'utilisation spécifique de l'alliage :

-pour la coulée conventionnelle

-pour la technique céramo-métallique

-pour les bridges collés (surtout les alliages Ni-Cr-Mo-Be)

-pour la prothèse adjointe partielle

-pour les implants

-certaines propriétés spécifiques :

-résistance à la corrosion : influence de la teneur en chrome et molybdène

-la distance à l'oxydation à haute température

-aptitude au mordançage (pour les ponts collés)

-propriétés mécaniques (par exemple, ductilité des alliages pour la PAP obtenue par une teneur en carbone et silicium réduite)

Alliages à base de Cobalt	Eléments majeurs (>10%)	Eléments mineurs (<10%)
Couronnes, inlays	Cobalt, chrome	Molybdène, nickel, fer
Armatures céramisées	Cobalt, chrome, tungstène, molybdène	Cuivre, silicium, gallium, aluminium, nickel, tantale, ruthénium
Châssis pour prothèse amovible	Cobalt, chrome, nickel	Molybdène, tantale, manganèse, gallium, silice, carbone, tungstène
Alliages à base de nickel		
Couronnes, inlays	Nickel, chrome	Fer, molybdène, silice, manganèse, bore, cuivre
Armatures céramisées	Nickel, chrome	Molybdène, fer, silice, manganèse, béryllium, bore, aluminium, yttrium, étain

Fig 20. ***Compositions chimiques générales des alliages non nobles, selon [CHEYLAN, 2005].***

1322 – Rôle des constituants

-pour le nickel chrome :

-*le béryllium :* améliore la coulabilité en abaissant la température de fusion de l'alliage, c'est aussi un affineur de grain, il améliore la liaison céramo-métallique du nickel-chrome.
- *le molybdène, le titane et le manganèse :* améliorent la résistance à la corrosion.
- *le molybdène :* diminue le coefficient d'expansion thermique (C.E.T).
- *l'aluminium :* augmente la résistance à la dureté.
-*le carbone :* pour les infrastructures de P.A.P., augmente la résistance à la flexion et la dureté, mais réduit la ductilité [ROACH, 2007].

-pour le chrome cobalt :

-*le chrome :* améliore la résistance à la corrosion et au ternissement, ne doit pas être présent à plus de 29% au risque de fragiliser l'alliage.
-*cobalt :* augmente le module d'élasticité et la résistance à la flexion à des niveaux plus importants que le nickel-chrome.
-*molybdène :* diminue le coefficient d'expansion thermique et augmente la résistance à la corrosion.
-*tungstène :* augmente la résistance à la corrosion.
-*nickel :* augmente la ductilité et diminue la dureté de l'alliage.
-*silice, manganèse, carbone et fer :* peuvent être retrouvés dans la composition des chromes-cobalt. Ces éléments interagissent avec le carbone pour former des carbures qui peuvent précipiter aux joints de grains et modifient ainsi les propriétés mécaniques de l'alliage en les améliorant.

1323 – Propriétés physiques et mécaniques des alliages Ni-Cr et Co-Cr

- Physiques :

- *intervalle de fusion :* entre 1250 et 1450°C. Ce qui est supérieur aux alliages à base d'or (860 à 1250°C) et équivalent aux alliages à base de palladium : 1130 à 1320°C. L'intervalle de fusion des alliages de nickel est en règle générale inférieur à celui des alliages à base de chrome. Ceci est dû à la présence de bore, de béryllium et de gallium, éléments mineurs pouvant être additionnés aux alliages à base de nickel. En quantité trop importante, ils peuvent diminuer la température du solidus au-dessous de 1150°C ce qui constitue une limite inférieure à observer pour éviter la déformation des armatures lors des cycles de cuisson de la céramique. Les valeurs élevées de l'intervalle de fusion imposent le recours à des revêtements spéciaux à liants de phosphates ou de silicates d'éthyle, capables de résister à des températures de cuisson de l'ordre de 900 à 1000°C et aux fortes températures des alliages lors de la coulée. De même, les moyens classiques de coulée des alliages d'or conventionnels (chalumeaux air-gaz ou fontes électriques) ne permettent pas d'obtenir la fusion de ses alliages non-nobles. On a ainsi recours à des chalumeaux utilisant l'oxygène avec du butane, du propane, ou de l'acétylène, ou mieux encore, pour limiter toute pollution des alliages par des résidus de combustion, à la fonte par induction. Dans ce dernier cas, on tend à protéger le métal en cours de fusion par un gaz inerte, argon, ou par une atmosphère raréfiée [MEYER, 1992].

- *dilatométrie et retrait de coulée :*

-coefficient d'expansion thermique linéaire moyen, entre 25°C et 600°C, allant de 13,9 à 14,8 $\times 10^{-6}$/°C

-le retrait de coulée peut atteindre théoriquement 2 à 2,3 %, mais est plus faible en pratique compte tenu des interactions entre le métal en fusion et le revêtement. Ce retrait est supérieur à celui des alliages nobles (de 1,2 à 1,5 %). Mais, l'addition en faible quantité d'éléments, comme le bore, la silice, le béryllium, qui abaissent l'intervalle de fusion, contribue à diminuer la valeur du retrait de coulée, qui peut descendre à 1,15 % pour des adjonctions de 2 % de bore et de 3,5 % de silice.

- *conductivité thermique :* pour le nickel-chrome (70 % de nickel et 30 % en chrome) 0,0 34 cal/cm-s-°K ou 14,2 W/m/°K. Ce qui est deux fois plus faible que celle des alliages nobles.
- *masse volumique :* de 7,7 à 8,8g/cm^3 pour les nickel-chrome et chrome-cobalt, et de 14 à 18,8g/cm^3 pour les alliages nobles. Il faut tenir compte de cette propriété pour les opérations de coulée. En effet, la pression d'injection exercée sur l'alliage en fusion est la résultante de la force centrifuge de la fronde, du volume d'alliage utilisé et de la masse volumique de cet alliage. Par conséquent, pour maintenir une pression d'injection suffisante et assurer un remplissage complet du moule, il faudra soit utiliser une quantité plus grande d'alliage non précieux, soit augmenter la force centrifuge fournie par la fronde.

- *Mécaniques :*

- *limite élastique :* les alliages à base de nickel présentent une large étendue de valeur : de 255 à 430MPa. Cela s'explique par les différences de compositions et le rôle très important joué par les éléments d'addition.
- *limites de rupture en traction :* il existe une corrélation entre cette valeur et celle de la limite élastique.
- *module d'élasticité :* les alliages cobalt-chrome et cobalt-chrome-nickel sont les plus rigides (valeur la plus élevée du module d'élasticité), suivis par les alliages nickel-chrome-béryllium (80 % de la valeur des alliages à base de cobalt) et par les alliages à base d'or : 40 % à 50 % de la valeur des alliages à base de cobalt. Les alliages à base de palladium possèdent un comportement intermédiaire. Ainsi avec les alliages non nobles, il est possible d'obtenir des éléments prothétiques très rigides avec des épaisseurs nettement plus faibles qu'avec les alliages à base d'or.
- *allongement permanent :* les alliages de nickel pour réalisation de chape de CCM sont généralement plus ductiles que les alliages à base de cobalt pour la PAP. Cependant, pour ces derniers, les développements se sont orientés vers une augmentation de la ductilité par un contrôle précis de la teneur en molybdène et carbone. Ces alliages peuvent avoir des valeurs d'allongement atteignant les 10 %. En cas de déformation d'un crochet, il est possible de le resserrer sans risque de le casser.
- *dureté :* les alliages à base de cobalt sont généralement plus durs que les alliages à base de nickel.

Toutes ces propriétés sont fortement dépendantes des conditions d'élaboration par fonderie. Cette procédure associe un ensemble de phénomènes comme la solidification, la refusion et éventuellement les traitements thermiques. Tous ces phénomènes interfèrent sur la microstructure et les propriétés mécaniques des pièces coulées [GOLDBERG, 2004].

1324 – Aptitude à la liaison céramo-métallique

La qualité de la liaison céramo-métallique dépend de trois modes d'interaction entre l'alliage et la céramique :

- *la mouillabilité* de la céramique à la surface de l'alliage. On obtient un meilleur étalement de la céramique par une oxydation préalable de l'alliage.
- *la nature de la liaison* aux interfaces entre céramique, oxydes de surface et métal.
- *l'ancrage de la céramique* dans les rugosités de surface de l'alliage et la mise en compression de la céramique à l'interface due à une différence de coefficient d'expansion thermique. Cette dernière est favorable car elle permet de s'opposer à l'initiation ou la propagation des fissures à partir des défauts interfaciaux. Elle nécessite une contraction supérieure de l'alliage [MEYER, 1992].

Dans la pratique, l'établissement de liaisons de qualité requiert les conditions suivantes:
- alliage ayant un haut module d'élasticité, dont le solidus est supérieur d'au moins 100° à la température de cuisson des premières couches de céramique opaque (980°C).
- création de rugosités à la surface, par sablage, afin d'améliorer l'ancrage de la céramique.
- formation par traitement thermique préalable d'une pellicule d'oxydes stables et adhérente à la surface de l'armature métallique. Cette couche d'oxydes, pour être résistante, doit avoir une faible épaisseur et une bonne homogénéité chimique.
- application rigoureuse du protocole d'émaillage préconisé pour la céramique utilisée.

La valeur d'adhésion céramo-métallique, définie dans la norme ISO-DIS 9693 se situe aux alentours de 25MPa [GOLDBERG, 2004].

1325 – Corrosion

L'hétérogénéité des surfaces et des couches d'oxydes contribue à un large éventail de résistance à la corrosion des alliages nickel-chrome, à cause du relargage ionique préférentiel de certaines zones des surfaces, ce qui peut entraîner un couplage galvanique interne. Cette différence importante de réponse à la corrosion des alliages nickel-chrome permet de classer ces derniers en fonction de leur résistance en solutions acides ou chlorée :

-*Ni-high-Cr-high-Mo :* le plus bas taux de corrosion, le moins de relargage unique (et donc le moins de risques de réactions allergiques) [ROACH, 2007].

-*Ni-Cr :* taux de corrosion similaire, mais couche d'oxydes moins stable, moins de résistance à la corrosion par piqûre.

-*Ni-Cr-Be :* plus de corrosion par piqûre, et donc plus de relargage ionique dans le milieu environnant, par rapport aux autres alliages de nickel-chrome [BUMGARDNER, 1995], [GEURTSEN, 2002], [LOPES-ALIAS, 2006], [WATAHA, 2002, 2004]. L'ajout, même en très faible quantité, de Be (1,6% wt) diminue de manière flagrante la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr [HUANG, 2003].

Plusieurs études ont montré que le relargage d'ions métalliques par les alliages nickel-chrome n'est pas proportionnel à la composition massique de l'alliage [BUMGARDNER, 1995]. Les alliages de nickel-chrome devraient relarguer en majorité du nickel, mais ça n'est pas toujours le cas, on peut observer une dissolution sélective d'éléments mineurs.

Concernant les chrome-cobalt, les études électrochimiques et de dissolution in vitro ont montré une meilleure résistance à la corrosion [AMEER, 2004], [RECLARU, 2005] de ces alliages par rapport aux nickel-chrome dans une solution de Na-Cl, dans une solution chlorée, dans une solution de FUSAYAMA, en salive artificielle. La revue de la littérature a permis de conclure que les alliages chrome-cobalt sont de bons substituts aux alliages nobles pour la prothèse fixée et que leur utilisation ne doit pas se limiter aux infrastructures de PAPIM ou chape de CCM.

-allergies :

La majorité des cas de manifestations allergiques provoquées par les alliages prothétiques met en cause les aciers nickel-chrome et cobalt-chrome, puisque le nickel, le chrome et, à un moindre degré, le cobalt font partie des éléments les plus sensibilisants. [GARGOURI, 2002] Dans les pays occidentaux, entre 8 % et 10 % de la population présente une allergie au nickel, près de 2 % au chrome et 1 % au cobalt. Néanmoins, la sensibilisation provoquée par les restaurations dentaires est bien plus rare [GUINNEPAIN, 1998], [MILPIED-HOMSI, 2004], [SCHMALZ, 2002], [SETCOS, 2006], compte tenu de la meilleure résistance à la dégradation des alliages dentaires, comparés à la plupart des alliages utilisés dans la vie courante [MEYER, 1992] et à cause de la nature des tissus en contact : les muqueuses buccales contiennent moins de cellules de Langerhans et sont plus faiblement kératinisées que l'épithélium cutané, elles présentent de ce fait moins de groupements thiols protéiniques susceptibles de former des antigènes ou allergènes après couplage avec l'ion métallique libéré [CHEYLAN, 2005]. Cependant, il a été répertorié dans la littérature plusieurs cas de d'eczémas de contacts chez des professionnels de santé provoqués par la manipulation de prothèses contenant du nickel, du chrome ou du cobalt [GARGOURI, 2002], [GERAUT, 2006].

Malgré la relative rareté des cas avérés d'allergies, les troubles qu'ils occasionnent peuvent devenir extrêmement désagréables voire douloureux pour le patient. La suppression de la restauration contenant les métaux incriminés amène généralement la disparition rapide et complète des signes pathologiques associés [MEYER, 1992].

- toxicité :

Les alliages cobalt-chrome et nickel-chrome-molybdène affichent une tolérance comparable aux alliages les plus nobles après plusieurs jours de mise en culture (passivation). La toxicité des alliages dans le milieu buccal est difficile à caractériser, d'une part, en raison de la faible quantité de matériaux présents, d'autre part, parce que la réactivité d'un alliage

dépend d'un grand nombre de paramètres : composition, mise en œuvre au laboratoire, état de surface, capacité de passivation, contraintes mécaniques…[CHEYLAN, 2005] Il n'y a pas d'étude démontrant une possible augmentation des risques de mutagénicité ou de cancérogénicité chez l'Homme [GEURTSEN, 2002].

Nickel-chrome : entre 10 % et 20 % de la population présentent une hypersensibilité au nickel, c'est pourquoi le relargage d'ions des alliages à base de nickel doit être pris en considération. De manière générale, les femmes présentent une plus forte sensibilisation au nickel que les hommes, en partie à cause de la sensibilisation causée par le port de bijoux contenant du nickel. Les femmes apparaissent plus exposée aux allergies de type IV (dermatites de contact) que les hommes [MEYER, 1992]. Malgré l'hypersensibilité de certains patients au nickel, ROACH en 2007 a rappelé que les antécédents d'allergies au nickel n'empêchent pas nécessairement la réalisation avec succès de prothèses contenant du nickel [GUINNEPAIN, 1998], [SCHMALZ, 2002], [SETCOS, 2006].

Chrome-Cobalt : une étude de dissolution comparant la perte de substance totale entre du Ni-Cr-Mo et du Cr-Co-Mo a montré [ROACH, 2007] que le Cr-Co-Mo avait un taux de relargage d'ions inférieur au Ni-Cr-Mo sur une période de 35 jours, dans une solution Na-Cl et d'acide lactique. Cette étude a montré que les courbes de dissolution de la plupart des alliages de Co-Cr-Mo s'aplatissent après une période initiale de 1 à 2 semaines, indiquant la formation d'une couche d'oxyde de surface (passivation) [ROACH, 2007].

Une étude de 2006, par LOPEZ-ALIAS et Al., a conclu que le relargage ionique quotidien des alliages testés (Ni-Cr) était bien inférieur aux doses maximales recommandées pour chaque ion [LOPEZ-ALIAS, 2006].

133 - Titane et ses alliages

Le titane et ces alliages, plus récemment introduits dans le domaine de la prothèse odontologique, bénéficient actuellement d'un engouement, lié à leurs propriétés biologiques remarquables. Le titane commercialement pur (Ti-Cp), composé à plus de 99,5% de métal est

réservé aux techniques coulées de précision à cire perdue et aux procédés de conception et fabrication par ordinateur : CFAO. Une forme alliée notable, par l'adjonction d'aluminium et de vanadium (Ti-6Al-4V), qui améliore ses propriétés mécaniques est réservée à l'usinage d'implants endo-osseux [CHEYLAN, 2005].

1331 – Composition et classification

Le titane commercialement pur (Ti-Cp) :

Il présente sur le plan chimique des éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène. En fonction du pourcentage de ces différents éléments, on distingue 4 types de Ti-Cp (ou 4 grades) [ROACH, 2007], [GOLDBERG, 2004].

	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
Azote (N) max	0,05	0,05	0,05	0,05
Carbone (C) max	0,06	0,06	0,06	0,06
Hydrogène (H) max	0,013	0,013	0,013	0,013
Fer (Fe) max	0,15	0,20	0,25	0,30
Oxygène (O) max	0,12	0,18	0,25	0,35
Titane (Ti)	reste	reste	reste	reste

Fig 21. ***Composition chimique du titane « commercialement pur », en pourcentage massique, selon la norme DIN 17850.***

Les alliages du titane :

- Ti-6Al-4V
- Ti-15V
- Ti-20Cu
- Ti-30Pd

Le titane se présente sous 2 formes allotropiques, c'est à dire qu'il existe 2 structures différentes : alpha (α) et beta (β). La température de transformation allotropique se situe entre 882°C et 890°C en fonction de la méthode d'obtention du titane et de la présence d'éléments d'addition. Au dessous de 882,5°C, le titane se présente sous la forme α, stable, de structure hexagonale compacte, ou pseudo compacte (Fig 22). [NIZARD, 1996], [ROACH, 2007], [GOLBERG, 2004]

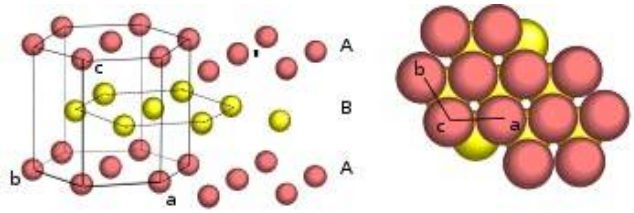

Fig 22. ***Structure hexagonale compacte.***

Au dessus de 882,5°C, la phase β est de structure cubique centrée stable (Fig 23).

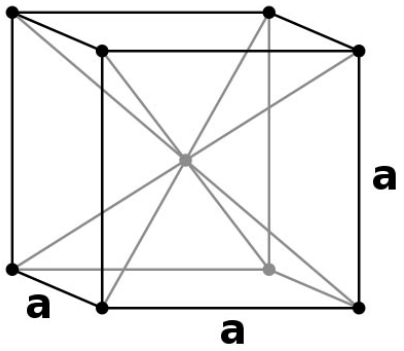

Fig 23. ***Structure cubique centrée.***

La température de transition est appelée transus β (Tβ). Les alliages de titane peuvent être constitués soit exclusivement par la phase α soit exclusivement par la phase β ou encore, le plus souvent, par un mélange des 2. On peut donc les classer en 3 grandes familles : α, β et

α+β. Les alliages α sont résistants, les alliages β sont plastiques et sensibles aux traitements thermiques. Il est possible, en faisant varier les proportions de chaque phase, d'obtenir différent compromis. Les alliages α+β sont donc mixtes. [NIZARD, 1996], [ROACH, 2007], [GOLBERG, 2004]

1332 – Rôle des constituants

- Al, C, O et N élèvent le transus β (Tβ), la température de transformation allotropique. Ils sont dits « *alphagènes »*.
- Mn, Fe, Cr, Si, Ni et Cu diminuent le Tβ et peuvent former des précipités. Ils sont dits *« betagènes »*.
- Zr et Sn sont neutres.

Ces éléments influencent à la fois les propriétés de résistance à la corrosion, mais aussi les propriétés mécaniques. En effet, ces éléments peuvent se retrouver dans la structure du métal, en *insertion*, pour les éléments non métalliques de petite taille, ou en *substitution* pour les éléments métalliques de rayon atomique voisin de celui du titane.

Insertion :
- O : alphagène, occupe les sites interstitiels du réseau hexagonal compact du titane α et entraîne une modification des paramètres de la maille cristalline : diminue la ductilité à température ambiante.
- C, N : alphagènes, influence identique à celle de l'oxygène
- H : élément betagène : le titane réagit directement avec les gaz atmosphériques, provoquant la création d'hydrures lors du refroidissement. Les hydrures fragilisent l'alliage, c'est pourquoi les opérations de coulée et de soudure doivent se dérouler sous vide ou sous atmosphère d'argon ou d'hélium.

Substitution :
- Al : alphagène, durcit la phase α, améliore la résistance et diminue la ductilité, augmente la tenue au fluage.

- Mo : améliore la résistance, la ductilité et le fluage à moyenne température, augmente la tenue à l'oxydation.
- Va : élément betagène isomorphe, améliore la ductilité mais diminue la tenue à l'oxydation.
- Fe : betagène, améliore le compromis résistance-ductilité-fluage à moyenne température, il baisse considérablement Tβ et permet de travailler à des températures plus basses. [ROACH, 2007], [GOLDBERG, 2004]

1333 – Propriétés physiques et mécaniques

- *Ti-Cp :*

- *masse volumique :* 4,5 g/cm^{-3}, c'est 2 fois moins que les alliages de Cr-Co, et 4 fois moins que les alliages à base d'or.
- *point de fusion :* élevé, environ 1720°C, qui le classe dans la série des alliages réfractaires.
- *conduction thermique :* très inférieure aux autres alliages utilisés en prothèse. Cela représente un inconvénient par rapport au Cr-Co, pour les infrastructures de PAP.
- *dureté :* comparable à celle des alliages précieux à base d'or. Très inférieure à celle des alliages non précieux (210 à 465 HVN).
- *CET :* assez bas, nécessite l'utilisation de céramiques particulières.

	Limite élastique (Mpa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)	CET (10^{-6}/°C)
Grade 1	200	290-410	105-110	>30	120	8-9
Grade 2	250	390-540	105-110	>22	150	8-9
Grade 3	320	460-590	105-110	>18	170	8-9
Grade 4	390	540-740	105-110	>16	200	8-9

Fig 24. ***Propriétés mécaniques du titane commercialement pur.***

- *Ti-6Al-4V :*

	Limite élastique (Mpa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Rockwell))	CET (10^{-6}/°C)
Ti-6Al-4V	895	965	114	18	36	8,6-9,2

Fig 25. ***Propriétés mécaniques du titane allié (Ti-6Al-4V).***

Le titane et ses alliages ont des propriétés comparables à d'autres alliages dentaires. En effet, les propriétés mécaniques du Ti-Cp sont proches de celles des alliages d'or de types III ou IV, celles du Ti-6Al-4V et Ti-15V, sont proches des alliages Ni-Cr et Co-Cr, excepté un module d'élasticité plus bas [ROACH, 2007].

1334 – Corrosion

Le potentiel standard du titane est franchement négatif (E°=-1,64V/ENH), ce qui indique une forte tendance naturelle à l'oxydation. Cependant, il possède la capacité à développer une couche de passivation très isolante du point de vue électrochimique et chimique. Cette couche de 10 à 20 nm est constituée principalement de TiO_2 [TOUMELIN-CHEMLA, 1998].

Le titane et ses alliages ont montré d'excellentes propriétés de résistance à la corrosion en solution saline, ou acide et sont considérés comme les matériaux les plus biocompatibles. Plusieurs études ont montré que le Ti-Cp, Ti-6Al-4V, Ti-20Cu, Ti-15V et Ti-30Pd présentent une couche de passivation importante et sont résistants à la corrosion en milieu buccal. D'autres études [ROACH, 2007] ont montré que le relargage d'ions Ti d'un Ti-Cp est très bas en salive artificielle à des températures physiologiques.

Cependant, même si les alliages de titane sont très résistants à la corrosion grâce a la stabilité de leur couche d'oxyde de surface (couche de passivation, TiO2), ils peuvent tout de même subir des attaques. En effet, si la couche d'oxyde de surface est abimée ou retirée, et qu'elle ne peut pas se reformer, le titane devient autant corrodable que les autres métaux non nobles. Des études ont montré que le fluor pouvait infiltrer la couche d'oxyde de surface de titane, particulièrement à des pH faibles, ainsi on a pu démontrer l'importance d'un brossage le moins abrasif possible sur les surfaces de titanes, particulièrement le Ti-Cp.

1335 – Biocompatibilité, toxicité, allergies

Cette excellente résistance à la corrosion, associée à l'absence de nickel et de cobalt dans sa composition rendent cet alliage particulièrement intéressant pour les patients sensibilisés [ROACH, 2007]. Des études ont montré que pour les alliages Ti-6Al-4V aucune mutagénicité ou cancérogénicité n'est à craindre. [GOLDBERG, 2004]

La biocompatibilité du titane pur est excellente, la couche de passivation étant par nature peu réactogène. La tolérance tissulaire de l'alliage de Ti-6Al-4V est très bonne sous forme massive. Les atomes de Al et V, au potentiel toxique, contenus dans cet alliage sont dispersés et ne sont pas libérés, dans les conditions normales d'utilisation dans le milieu. Il n'y a pas dans la littérature de phénomène immuno-allergique rapporté [NIZARD, 1996].

Les études de SJÖGREN et Al., en 2000, ont montré que le titane pur n'avait pas d'effet cytotoxique, et pas de relargage ionique significatif.

1336 – Mise en œuvre

L'utilisation courante du titane en prothèse dentaire reste encore modeste, essentiellement en raison des contraintes de mise en forme au laboratoire de prothèse,

notamment parce que son intervalle de fusion élevé et sa forte réactivité à haute température impliquent des techniques de coulées spécifiques [CHEYLAN, 2005].

Actuellement, on peut dénombrer une vingtaine de systèmes différents de mise en forme du titane. Tous ces systèmes utilisent 3 grands principes de mise en forme : la coulée, l'usinage et l'électroérosion [GOLDBERG, 2004].

La coulée :

-permet la réalisation de pièces unitaires de formes complexes.

-la masse volumique du titane rend délicat le remplissage parfait du moule.

-le titane en fusion réagit avec le revêtement du moule et crée en surface de la pièce prothétique une couche superficielle polluée appelée alpha-case, dont l'épaisseur est comprise entre 10 et 100µm. Cette couche doit être éliminée par sablage ou fraisage après la coulée, car ses propriétés mécaniques et de résistance à la corrosion sont faibles.

L'usinage :

Utilisé avec des outils d'usinage travaillant à de faibles vitesses de coupe, et un bon système de refroidissement, on obtient un excellent état de surface. Cependant, ce système ne permet pas de reproduire des formes très complexes (armatures de PAPIM), ni de grandes étendues. Ces dernières nécessitent un assemblage par soudage laser, micro plasma ou infrarouge réalisé sous atmosphère d'argon pour éviter la pollution par l'hydrogène. Ce procédé permet la fabrication de pièces, sans porosités et sans alpha case, de l'élément unitaire au bridge complet implantaire.

L'électroérosion :

Il s'agit d'une soustraction de matériau à partir de matière forgée, au moyen de décharges électriques qui provoquent une fonte ponctuelle du métal qui est immédiatement éliminé par le passage d'un liquide diélectrique entre la pièce forgée et l'électrode. C'est le procédé le moins utilisé des trois.

1337 – Aptitude à la liaison céramo métallique

Pour les restaurations céramo-métalliques avec armature en Ti-Cp, la température de frittage de la céramique doit rester inferieure à 800°C pour éviter un changement de phase, d'α à β, et une oxydation excessive (alpha-case) qui affaiblirait la liaison céramo-métallique. La céramique utilisée doit également avoir un CET correspondant au titane (8-9,4×10^{-6}/°C). Des études ont montré une meilleure qualité de la liaison céramo-métallique si la cuisson de la céramique est réalisée sous atmosphère d'argon, plutôt que sous vide [ROACH, 2007]. Un revêtement projeté d'or permet encore d'améliorer la liaison céramo-métallique sans pour autant atteindre des valeurs obtenues avec les alliages conventionnels [GOLDBERG, 2004].

Des céramiques basse fusion spécifiques au titane ont été développées. Bien que leur C.E.T. ait été adapté à celui du titane, la valeur de la liaison céramo-métallique est encore inferieure à celle obtenue avec un alliage base palladium.

134 – Normes

L'ISO 22674:2006 spécifie une classification des matériaux métalliques convenant à la fabrication des appareils et aux restaurations dentaires, y compris les matériaux métalliques d'utilisation recommandée soit avec revêtement céramique, soit sans revêtement céramique ou indifféremment avec ou sans, et spécifie les exigences qui leur sont applicables. Elle précise par ailleurs les exigences relatives au conditionnement et au marquage des produits et les instructions à fournir pour l'utilisation de ces matériaux.

Cette norme révise et annule les précédentes : NF EN ISO : 6871-1 ; 6871-2 ; 8891 ; 1562 ; 16744.

L'ISO 10271 de mars 2002 spécifie des méthodes et des protocoles d'essai permettant de déterminer le comportement à la corrosion de tous les produits métalliques utilisés en dentisterie, notamment en restauration, prothétique et orthodontie, dans la cavité buccale, y

compris les dispositifs coulés, usinés et préfabriqués. La présente Norme internationale n'est applicable ni aux instruments, ni aux appareils.

L'ISO 9693 de décembre 2000 spécifie des exigences et des méthodes d'essai pour les matériaux céramiques dentaires traités par coulage ou usinage, et pour les céramiques convenant pour être utilisées dans la fabrication des restaurations dentaires métallo-céramiques, ainsi que des exigences et des méthodes d'essai pour la structure composite. Les exigences de la présente Norme internationale s'appliquent aux matériaux métalliques et aux céramiques lorsqu'ils sont utilisés ensemble et que la conformité ne peut être revendiquée pour les matériaux métalliques seuls ou pour les céramiques seules.

135 – Exemples commerciaux

Alliages « High-Noble » :

- V-Supragold®, Metalor Technologies (Au-Pt-Pd)

Alliages « Noble » :

- Pagalinor 2®, Metalor Technologies (Ag-Pd)

Alliages non nobles :

-Wiron 99®, Bego (Ni-Cr)

- Magnum®, Mesa (Cr-Co)

Titane :

- Tritan®, Dentorum (Ti-Cp grade 1)

2 - DÉGRADATION DES MATÉRIAUX DANS LE MILIEU BUCCAL

21 – Formes de dégradations

211 – Fatigue

2111 – Définition - Généralités

« Détérioration interne d'un matériau soumis à des efforts répétés supérieurs à la limite d'endurance, inférieurs à la limite d'élasticité. »

La fatigue est un processus de modification structurale permanente, progressive et localisée, qui se produit dans un matériau soumis à des conditions produisant des contraintes et des déformations fluctuantes, en un ou plusieurs points, et qui peuvent engendrer des fissures ou une fracture complète après un nombre suffisant de cycles [MEYER, 2007].

Le comportement à la fatigue est généralement représenté à l'aide d'une courbe décrivant la variation de la contrainte maximum que peut supporter le matériau, en fonction du nombre de cycles de mise en charge. Des contraintes plus faibles permettent en général de supporter un nombre plus élevé de cycles avant la rupture par fatigue. De telles courbes permettent de définir une «limite d'endurance» du matériau, par exemple sous forme de la valeur de la contrainte cyclique qu'un matériau peut supporter pour un nombre donné de cycles. La résistance à la fatigue est également influencée par les défauts structurels du matériau (superficiels ou internes, macro- ou microscopiques).

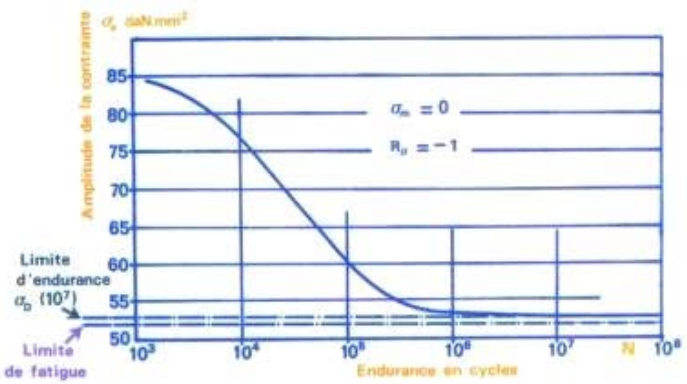

Fig 26. ***Variation de la contrainte maximum en fonction du nombre de cycle.***

La rupture par fatigue se caractérise par la présence de stries qui attestent de la succession de petits endommagements, et par une zone de fracture classique, provoquée par la perte de résistance de la pièce due à l'accumulation de ces petits endommagements [MEYER, 2007].

Il existe plusieurs façons d'évaluer la résistance à la fatigue d'un alliage. L'une des plus simples consiste à imposer à l'échantillon des cycles de contraintes jusqu'à la rupture [MEYER, 2007].

2112 – Cas des céramiques

Sous l'effet de contraintes qualifiées de sous-critiques, et de l'environnement humide, des fissures peuvent se propager et conduire à la rupture. Ce processus aboutit à la fracture différée dans le temps des céramiques pour des contraintes largement inférieures à la contrainte de rupture du matériau considéré. Les fractures différées sont attribuées à l'interaction chimique entre le verre et l'eau au front de fissure [FERRARI, 1995].

L'environnement oral possède tous les facteurs aptes à favoriser les phénomènes de fatigue : l'eau, qui est le principal composant de la salive et les contraintes produites lors de la mastication [FERRARI, 1995].

2113 – Cas des alliages

Par leur géométrie et leurs conditions particulières d'utilisation, les châssis de PAP sont plus que tout autre soumis à des efforts dont la répétition engendre une fatigue de l'alliage. Ceci est particulièrement évident au niveau des bras de rétention des crochets et des connexions, principale et secondaires. Les micro-endommagements provoqués à chaque contrainte s'additionnent et finissent par provoquer, après un nombre de cycles de charge/décharge variable suivant la nature de l'alliage, l'amplitude de la déformation produite et la géométrie de la pièce, une rupture de la structure métallique. En maintenant forme et amplitude de la déformation strictement constantes, il est possible d'évaluer la résistance à la fatigue de l'alliage lui-même [MEYER, 1992].

2114 – Exemples de tests

GUILLHERME et Al., en 2005 ont testé la résistance à la fatigue du Ti-Cp et du Ti-6Al-4V. Ils ont fait subir une pression cyclique sous-critique à des échantillons calibrés jusqu’à la rupture.

MEYER et Al., en 1992, ont réalisé une étude sur des crochets soumis à des déformations d'une amplitude correspondant à l'utilisation clinique normale. Il a été possible de démontrer que des alliages à base de Ni-Cr-Mo et de Co-Cr-Mo utilisés actuellement pour la fabrication de châssis de PAP présentaient des différences très considérables en terme de résistance à la fatigue. Le premier alliage testé dans cette étude, à base de Ni-Cr-Mo, peut supporter plus de 276 000 cycles sans jamais se rompre, le second, à base de Co-Cr-Mo tient pendant 88 000 cycles avant de se rompre, alors que le moins bon, le troisième, un autre alliage de Co-Cr-Mo, se rompt après 65 000 cycles en moyenne. On notera qu'un patient enlevant et remettant sa prothèse trois fois par jour pendant 60 ans lui fera subir environ 65 000 cycles de déformation. Ainsi, le moins bon des trois alliages testés devrait-il " tenir " pendant toute une vie, mais la marge de sécurité est quasi nulle et les risques de fractures par fatigue deviennent réels.

212 – Corrosion

2121 – Définitions

En matière de corrosion, seule la corrosion aqueuse, de type électrochimique, se produit dans le milieu vivant, résultant de l'action qu'exerce un réactif liquide sur les matériaux. Ces derniers ont alors tendance à retourner à leur état d'oxydation le plus stable (oxydes, sulfures...) au sein du milieu dans lequel ils sont insérés [GUYONNET, 2008]. Ces réactions de corrosion sont des réactions d'oxydoréduction irréversibles entre le matériau et un agent oxydant du milieu environnant qui se traduit par une réaction électrochimique avec transfert d'électrons [GELIN, 2006].

Ex : $Fe^{0} = Fe^{+++} + 3e^{-}$

Cette réaction entraîne le relargage dans le milieu environnant d'ions, pouvant entraîner des réactions tant au niveau local que général, et diminue les propriétés mécaniques et esthétiques du matériau considéré [WATAHA, 2000].

2122 – Corrosion uniforme

Ce type de corrosion se définit comme une réaction chimique ou électrochimique se produisant de manière uniforme sur toute la surface exposée, ou sur une large zone. Cela produit un relargage ionique qui peut interagir avec le milieu environnant [UPADHYAY, 2006].

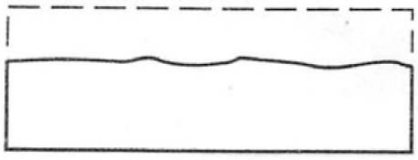

Fig 27. ***Schéma d'une corrosion uniforme, selon [UPADHYAY, 2006].***

2123 – Couplage galvanique

Elle survient quand deux métaux aux potentiels normaux différents sont mis dans un environnement commun. La valeur des potentiels normaux permet de déterminer quel sera le métal protégé et quel sera le métal attaqué [NIZARD, 1996].

Ces métaux vont, en effet, présenter des potentiels électriques différents qui conduisent à la formation d'un courant galvanique et à la libération d'ions métalliques. Il s'agit généralement d'un courant électrique de très basse tension. C'est à l'interface entre le métal et la solution que vont se dérouler des réactions de nature électrochimique, en milieu aqueux, le phénomène est semblable à celui qui apparaît dans une pile élémentaire. Il y a création d'une pile lorsque : deux métaux différents, ayant une liaison électrique entre eux sont plongés dans un même électrolyte, créant un couplage galvanique. La différence, moins évidente, peut également provenir de la présence d'impuretés ou de phases différentes au sein du métal lui même, ou encore des différences de traitements métallurgiques entre deux parties d'une même pièce métallique (écrouissage, absence de traitement d'homogénéisation...) [GUYONNET, 2008].

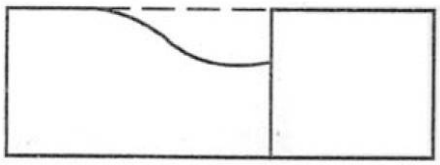

Fig 28. ***Schéma d'une corrosion par couplage galvanique entre un alliage noble, à droite et un alliage non noble, à gauche, selon [UPADHYAY, 2006].***

2124 – Par piqûre

Une interruption dans la couche oxydée quel qu'en soit le mécanisme provoque une dissolution du métal à cet endroit qui devient l'anode. Du fait de l'accumulation d'ions Cl^- dans ces régions, les chances de repassivation sont faibles. Ce type de corrosion touche par nature les métaux passivables [NIZARD, 1996].

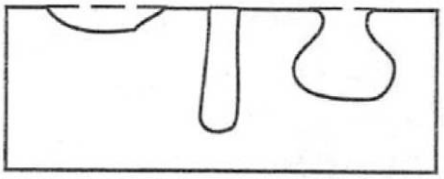

Fig 29. ***Schéma d'une corrosion par piqure, selon [UPADHYAY, 2006].***

2125 – Par aération différentielle

Lorsque la teneur en oxygène dissous dans la solution est différente, il peut se créer des zones « occluses », avec une différence de concentration entre « l'extérieur » et « l'intérieur » de la zone occluse telle que, par exemple, une zone métallique partiellement recouverte par rapport à une zone découverte (jonctions métal/céramique, métal/résine, ou zones de fracture du matériau cosmétique sur son support métallique...). On parle alors de pile à « aération différentielle » [GUYONNET, 2008], [MOULIN, 2002].

2126 – Intergranulaire

Les zones de jonction entre les grains du métal ou de l'alliage sont des zones d'hétérogénéité chimique. Dans ces zones, des couples électrochimiques se forment avec le

risque de corrosion lié à l'existence de ces mêmes couples [NIZARD, 1996]. Ce type de corrosion se produit principalement en cas de manque d'homogénéité du matériau ou d'erreur de manipulation par le laboratoire [UPADHYAY, 2006].

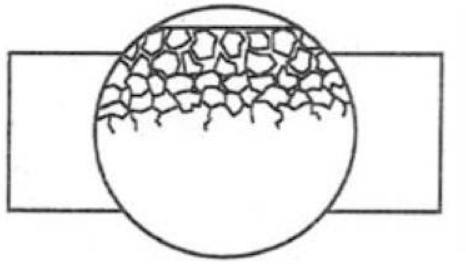

Fig 30. ***Schéma d'une corrosion intergranulaire, selon [UPADHYAY, 2006].***

2127 – Sélective

La dissolution sélective est le déplacement d'un élément depuis un alliage par corrosion. Ce type de corrosion n'est pas fréquent en dentisterie. Certaines études l'ont mis en avant sur des alliages non nobles pour lesquels le nickel et le béryllium étaient relargués préférentiellement après migration à la surface de l'alliage [UPADHYAY, 2006].

2128 – Erosion

La corrosion-érosion est l'accélération ou l'augmentation du phénomène de détérioration ou d'attaque sur un matériau en raison du mouvement relatif entre un fluide corrosif et la surface du matériau [UPADHYAY, 2006].

2129 – Sous contrainte

Aussi appelée « fatigue-corrosion », il s'agit d'un phénomène ou l'environnement corrosif et celui des contraintes mécaniques se combinent pour provoquer dans l'alliage des fissures inter- ou intra- granulaires qui ne seraient pas survenues si un seul de ces phénomènes était présent. Ce mode de corrosion peut être à l'origine d'une fracture brutale du matériau. [NIZARD, 1996] Pendant la mastication, les restaurations sont soumises à d'importantes forces de compression et de cisaillement. De plus, un phénomène électrogalvanique peut se produire entre les zones subissant les contraintes, et celles n'en subissant pas. En bouche, les phénomènes de corrosion sont influencés par un grand nombre de facteurs. Il est donc délicat d'établir une corrélation stricte entre les résultats des études in-vitro et le comportement en bouche [UPADHYAY, 2006].

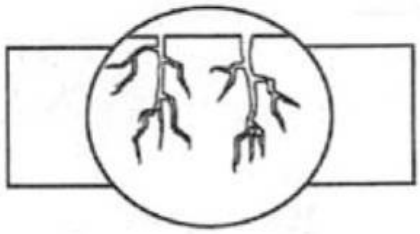

Fig 31. ***Schéma d'une corrosion sous contrainte, selon [UPADHYAY, 2006].***

21210 – Par crevasse

Une crevasse à la surface d'un matériau crée une région de stagnation des solutions, qui attaquent ce dernier. Ce type de dégradation est habituellement appelé corrosion par crevasse [UPADHYAY, 2006]. Le phénomène majeur est l'aération différentielle entre la surface et le fond de la crevasse. En effet, entre le fond de la crevasse pauvre en oxygène et la zone superficielle riche en oxygène, il existe une différence de potentiel. La zone riche en oxygène constitue la cathode alors que le fond de la crevasse constitue l'anode [NIZARD, 1996]. Le transfert local d'ions est très augmenté au niveau des crevasses et des tissus

environnants. Ce type de corrosion est fréquemment rencontré au niveau des brasures, et peut entrainer une fracture de la pièce, particulièrement lorsque l'alliage utilisé pour la brasure est « trop noble » [UPADHYAY, 2006], [MONCHANIN, 2008].

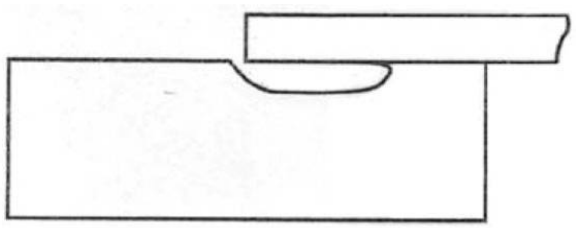

Fig 32. ***Schéma d'une corrosion par crevasse, selon [UPADHYAY, 2006].***

213 – Usure

Tribologie : science et technologie des frottements des surfaces en contact, animées d'un mouvement relatif. [Larousse]

L'usure adhésive : elle est caractérisée par un transfert de matière d'une surface vers l'autre lors de leur mouvement relatif et résulte des forces adhésives agissant à la jonction des aspérités de surface.

L'usure abrasive : résulte d'une aspérité dure endommageant la surface d'un matériau plus tendre. La présence d'une particule dure provient soit du matériau dur, soit de débris captifs entre les surfaces. La résistance à l'abrasion est généralement en relation avec la dureté, mais sans proportionnalité.

L'usure corrosive : apparaît lorsque l'environnement interagit chimiquement ou électroniquement avec l'une ou les deux surfaces. La vitesse d'usure dépend donc de la réactivité chimique des surfaces dans le milieu.

Les facteurs à prendre en compte sont :

-la nature des surfaces en contact

-les effets dus à la pression des surfaces l'une contre l'autre

-l'interaction entre les surfaces glissant l'une sur l'autre

-les effets de la lubrification

-la résistance à l'usure des différentes combinaisons de matériaux [MEYER, 2007].

N.B. : Ces notions seront détaillées en 234.

214 – Conséquences

2141 – Altérations fonctionnelles

Perte de la hauteur normale d'occlusion par usure, des dents prothétiques et/ou naturelles, perte d'une racine par oxydation d'un tenon puis fissure [MEYER, 2007].

Cette perte de hauteur peut engendrer des déséquilibres occlusaux. En effet, une mauvaise répartition de la charge occlusale, une inadaptation de la reconstitution prothétique aux détriments de l'occlusion, une absence de guidage canin ou encore la création de parafonction peut avoir un effet iatrogène, au niveau de l'équilibre neuro-musculaire et neuro-articulaire [MORIN, 2005], [OGOLNIK, 1992].

2142 – Structurelles

Concernant les alliages, les conséquences structurelles principales sont essentiellement superficielles. Elles ont pour causes une corrosion intergranulaire et un microgalvanisme. Elles sont influencées par la teneur locale en oxygène, en chlorure et par les composants biologiques présents (protéines, cellules, bactéries) [MEYER, 2007].

Concernant les céramiques, elles sont considérées comme inertes et ne subissent pratiquement pas d'altérations structurelles. Leur fragilité intrinsèque rend leur utilisation problématique dans tous les cas où elles ne sont pas soutenues par une armature. Leur grande dureté peut poser des problèmes d'usure de l'antagoniste [MEYER, 2007].

2143 – Effets biologiques

Les ions métalliques libérés dans la cavité buccale diffusent : dans les tissus durs (dents, os), dans les tissus mous, dans les fluides (salive par voie digestive, sang par diffusion dans l'organisme), sur le métal cathodique (ternissement). Les effets locaux et généraux dans l'organisme correspondent à l'action des métaux libérés [BEHLOULI, 2003].

Effets locaux dus aux courants et à la diffusion d'ions métalliques : sensation de brûlure, goût métallique, salivation augmentée ou diminuée, formation de plaque augmentée, glossite, érythème allergique, stomatite de contact, érosion, ulcération de la langue et de la muqueuse buccale, lichen plan, leucoplasie, cheillite, perlèche, fractures radiculaires, hyperplasies polyformes, coloration des tissus dentaires et tatouages gingivaux, ternissement des restaurations [BEHLOULI, 2003], [TOUMELIN-CHEMLA, 1998].

Effets généraux des ions métalliques dans l'organisme : réaction d'hypersensibilité, allergie. Le nickel peut déclencher une réaction cutanée par simple contact mais aussi après un trajet indirect (salive, intestin, sang et peau), eczéma des mains, eczéma généralisé, dermatite eczémateuse, effets : ophtalmiques, oto-rhino-laryngologiques, gastro-entérologiques, neurologiques, sur les constantes biologiques du sang [BEHLOULI, 2003].

Specimen	Co	Cu	Ga	In	Pd	Pt	Si	Sn	Zn
JS C-gold	*	3.0	*	*	*	0.3	3.0	*	*
JS C-gold, no Cu added	*	0.3	*	0.2	*	0.3	3.5	*	0.3
JS C-gold, no Zn added	*	79	*	*	*	0.2	3.8	*	0.2
JS G-gold (FS/NP)	*	0.5	*	*	*	0.3	3.3	*	0.5
JS G-gold (FS/P)	*	0.2	*	*	*	0.3	2.8	*	0.2
Unalloyed Cu	*	124	*	*	*	*	*	*	0.3
Unalloyed Ag	*	0.7	*	*	*	*	2.7	*	*
V-Delta FS/P	*	1.2	2.0	*	0.7	*	3.0	*	*
V-Delta NF/P	*	0.3	0.2	*	0.7	*	2.8	*	*
Titanium	*	6.3	*	*	*	*	1.8	*	*
Dentorium	0.8	3.7	*	*	*	*	1.5	*	*
Degussa Training Metal	2	137	*	*	*	*	0.8	2.0	0.5

Fig 33. ***Relargage d'éléments depuis des alliages, en µg/cm², selon [JAKOVAC, 2006].***

La cavité buccale est un milieu chimiquement très agressif pour les matériaux de restauration. Premièrement, la valeur du pH salivaire varie continuellement, en fonction des prises alimentaires, de la quantité de plaque présente, de la qualité de son pouvoir tampon, de l'acidité de l'estomac… Ensuite, les céramiques dentaires voient leur résistance à la fracture diminuer en solution aqueuse. Le processus de corrosion, en plus de diminuer les propriétés mécaniques, augmente les rugosités de surface ce qui favorise l'adhésion bactérienne, entraîne l'usure de la dent antagoniste et diminue les propriétés esthétiques de la restauration. Un état de surface rugueux peut entrainer des changements d'interaction entre la restauration et l'environnement biologique. La réduction de la stabilité chimique induit une élution ionique de la surface du matériau céramique. Ces ions sont potentiellement toxiques (di-silicate de lithium) [JAKOVAC, 2006].

Specimen	Al	B	Ba	Ca	K	Mg	Na	Si	Sn
VitadurAlpha A 3	0.08	0.05	0.12	34	146	13	2454	1.10	0.05
Vita VMK 95 A 3	0.33	0.05	0.15	19	141	11	2539	1.54	0.03
Empress A 3	0.15	0.08	0.03	22	144	12	2517	1.55	0.05
Duceratin T.TC	0.30	0.07	0.12	22	144	12	2548	1.97	0.03
Duceratin D.C4	0.23	0.07	0.07	24	139	13	2559	1.49	0.05

Fig 34. ***Relargage d'éléments depuis des céramiques, en µg/cm², [JAKOVAC, 2006].***

Eléments	Ingestion journalière (µg)
Ca	50
Cr	240
Co	250
Cu	3110
Au	<7
Fe	23250
Mo	400
Ni	400
Ag	25
Ti	750
Zn	14250

Fig 35. ***Estimation de la dose journalière ingérée, selon [WATAHA, 2000].***

22 – Influences du milieu

221 – Facteurs intrinsèques

2211 – Influence de la composition

Les défauts du cristal constituent des sites potentiels d'attaques préférentielles pour des phénomènes de corrosion électrochimique. C'est ainsi que les dislocations, les craquelures ou criques, et le travail à froid vont jouer un rôle sur la corrosion. Les effets du travail à froid (polissage, dégrossissage, usinage, activation de crochet, etc.) ont une importance non négligeable sur le phénomène de corrosion. Les dislocations émergeant à la surface du métal peuvent être aussi le siège d'une attaque préférentielle. Il se forme de minuscules crevasses

cristallographiques (ou criques), ce qui accentue le courant de corrosion [GOLDBERG, 2004].

Les propriétés mécaniques et la résistance à la corrosion peuvent être significativement modifiées durant la cuisson de la céramique. Plusieurs études ont montré une diminution de la dureté ou de la résistance d'alliages non nobles après un cycle de cuisson de céramique [ROACH, 2007].

2212 – Influence de l'état de surface

- des alliages :

L'état de surface du matériau joue un rôle très important, puisque c'est là que prennent naissance toutes les fissures, piqûres ou crevasses dans les cas de corrosion d'alliages de métaux non précieux, dite « localisée », et à laquelle sont particulièrement sensibles tous les alliages dérivés des aciers et nickel-chrome. La nature du polissage final de la surface métallique insérée dans le milieu buccal devient par conséquent un paramètre important de l'appréciation du comportement électrochimique de l'alliage et de sa biocompatibilité. Sachant que l'état superficiel d'une pièce comprend à la fois la structure microgéométrique de la couche extrême du matériau et la structure physicochimique des couches superficielles sous-jacentes, cet état physicochimique dépend lui-même des conditions de traitements mécaniques et thermiques des alliages [GUYONNET, 2008].

Le polissage d'une pièce métallique est une opération qui consiste à rendre la surface plane et brillante de façon à ce qu'elle ne présente aucune rayure susceptible de compromettre sa fonction ou sa tenue en service, c'est-à-dire son intégration biofonctionnelle.

- *Sur le plan biologique*, il est important que les éléments métalliques soient parfaitement polis, c'est-à-dire lisses, brillants et propres. Ainsi il n'y aura pas de rétention de plaque bactérienne, les phénomènes de relargage de produits toxiques, suite à une corrosion, seront minimisés ou évités ; enfin, aucune infiltration ne pourra se faire.
- *Sur le plan mécanique*, un état de surface irréprochable accroît la solidité et la longévité

des pièces sollicitées par diminution de la corrosion, notamment de la corrosion par piqûre et crevasse [GUYONNET, 1992].

- *des céramiques :*

Les qualités biologiques majeures de la céramique lui sont essentiellement données par son état de surface, par la qualité de la couche de glaçage, limitant la fixation des produits de dégradation buccaux, de la plaque bactérienne, et facilitant le nettoyage [OGOLNIK, 1992].

Les problèmes de biocompatibilité associés à un défaut de l'état de surface du matériau ne dépendent pas de la céramique elle-même, mais plutôt d'une mauvaise mise en œuvre des techniques de polissage. La structure et la texture d'un matériau (macroporosités, microporosités) ont une incidence directe sur l'accumulation de la plaque. Ainsi, après la compaction et l'étape de frittage, la dernière étape, c'est-à-dire le glaçage, est indispensable pour éliminer les quelques porosités qui peuvent persister à la surface de la céramique. Il est important de les éliminer afin qu'elles ne constituent pas des zones de progression bactérienne et de stagnation des fluides buccaux pouvant être à l'origine de plages de développement de la plaque bactérienne et par voie de conséquence de problèmes parodontaux [GEURTSEN, 2002]. De plus, un polissage soigneux des surfaces prothétiques est indispensable après d'éventuelles retouches prothétiques. D'une manière générale, lorsque le polissage est correctement réalisé, on obtient un bon état de surface et peu de problèmes de rétention de la plaque bactérienne. De plus, le polissage permet d'obtenir des rugosités inférieures à 0,2 µm, induisant une abrasion minimisée vis-à-vis des dents naturelles antagonistes [GREGOIRE, 2008].

L'état de surface intervient directement dans l'importance des réactions toxiques ou allergiques ainsi que dans les irritations mécaniques. La revue de la littérature a permis de mettre en évidence que les céramiques à base de lithium disilicate ne sont pas biologiquement inertes. Elles provoquent une diminution de l'activité mitochondriale de 50 % à 70 %. Il existe donc un risque biologique initial qui cependant diminue rapidement avec le temps. Les auteurs formulent l'hypothèse que ce phénomène serait lié à la perte d'éléments présents dans le matériau. Il est également important de spécifier que si les prothèses à base de lithium disilicate subissent un polissage soigneux, ce risque d'apparition de réactions cellulaires

s’avère négligeable. De leur côté, les autres types de céramiques n’ont pas une cytotoxicité qui varie en fonction de leur état de surface. Ainsi, après une utilisation en bouche de plusieurs années, même si la surface ne présente pas un poli irréprochable, il n’y a aucun risque vis-à-vis de la cytotoxicité [GREGOIRE, 2008].

222 – Facteurs extrinsèques

L’environnement buccal est particulièrement favorable à la corrosion. Celle-ci est principalement de type électrochimique et la salive joue le rôle d’électrolyte. Les variations de température (repas chauds, froids), de pH, et de composition participent à ce phénomène. [CISZEWSKI, 2007]

2221 – Influence de la salive

La salive, sécrétion d’une grande complexité, est l’élément essentiel de l’environnement buccal. De nombreux éléments ont une influence sur ses propriétés : nature des aliments, liquides ou médicaments ingérés; variation de température intra orale ; différence d’aération selon les zones considérées ; variation de composition salivaire ; présence de plus ou moins grande quantité de plaque dentaire acidogène ou de tartre [CISZEWSKI, 2007].

Les études de ROBERT en 2000 et de RICARD en 1997 ont montré que la salive pouvait avoir un rôle important sur la dégradation de certaines céramiques. Cette dégradation se traduit par une altération de l’état de surface de cette dernière entraînant un relargage ionique. En effet, les molécules d’eau diffusent à l’intérieur de la céramique et réagissent avec les atomes d’oxygène pour former des ions hydroxyles qui diffusent à l’extérieur du matériau avec des ions alcalins afin de maintenir la neutralité électrique : il y a dégradation.

Constituants	Cl^-	HCO_3^-	PO_4^{3-}	$CO(NH_2)_2$	NH_3	SCN^-	CN^-	HS^-	Na^+	K^+	Ca^{2+}	Prot.	pH
Salive naturelle	25	10	5	3,3	4	2	0,001	0,07	20	20	2	2,7g	4-7
Salive Fusayama modifiée	18,4	-	5	16	-	-	-	0,02	12	5,4	6,16	-	5
Salive AFNOR	130,5	17,8	3,3	-	-	3,4	-	-	134,16	20 ,97	-	-	-

Fig 36. ***Composition de la salive naturelle et de deux salives artificielles, en mmol/L, selon [SOURDOT, 2007], [GAL, 2001].***

2222 – Influence des forces masticatoires

La mastication représente une sollicitation mécanique importante entraînant une usure du matériau. La multiplicité de ces sollicitations dans le temps peut provoquer des microdégradations ou des ruptures par fatigue [LAMBRECHTS, 2006].

Différentes machines ont été mises au point pour tester cette influence, le but étant de simuler au mieux la mastication en conditions de pression, de température et de contexte salivaire afin de rendre les résultats les plus extrapolables possibles [BOONEN, 2009].

L'une d'entre elles a été mise au point à Nancy, à la demande du Dr. Claude Archien. Elle comporte un banc d'usure permettant de tester un échantillon normalisé. Un indenteur vient exercer un mouvement sur l'échantillon que l'on peut décomposer comme suit : choc vertical, glissement oblique puis remontée. Le tout est lubrifié par un flot continu de salive artificielle filtrée en circuit fermé, dont la composition, le débit et la température peuvent être choisies par l'opérateur. Cette cinématique est très proche du mouvement intercuspidien lors de la mastication. Les études actuellement menées par les Dr. Archien et Helfer avec cette machine, seront décrites dans notre troisième chapitre [BOONEN, 2009].

2223 – Influence du pH

Les variations de pH constituent également un facteur important dans les risques de corrosion endobuccale. Le pH de la salive humaine est compris entre 6,2 et 7,6. Au moment des repas, le pH de la salive diminue [SOURDOT, 2007]. Le pouvoir tampon de la salive assure la régulation du pH dans la cavité buccale et peut affecter directement la longévité des restaurations [LE-BARS, 2002].

La revue de la littérature a pu mettre en évidence les conclusions suivantes :

- les alliages nobles et high-noble sont plus résistants à un pH faible par rapport à un alliage à base de Ni, en terme de relargage ionique.
- une exposition transitoire (30 min) à un milieu acide d'alliages nobles n'augmente pas leur relargage ionique. Au contraire dans certains cas le relargage est diminué.
- une exposition transitoire à un milieu acide d'un alliage à base de Ni augmente de manière conséquente le relargage de Ni : autant de Ni relargué en 30 min en milieu acide qu'en 1 an en environnement neutre [ROACH, 2007], [WATAHA, 1998].
- la diminution du pH augmente le relargage ionique du titane, mais ce dernier libère peu d'ions en milieu aqueux par rapport aux autres alliages utilisés en odontologie.
- en milieu acide, la dégradation de certaines céramiques est accélérée [MILLEDING, 1999], [RICARD, 1997].

2224 – Influence du fluor

Bien que les traitements de fluoration soient indiqués pour certains patients, il a été prouvé que ces traitements sont contre-indiqués en présence d'alliages. Ils sont responsables, notamment, de micro piqures pouvant initier une corrosion par crevasse. Ils empêchent également la reformation d'une couche protectrice de passivation [OSHIDA, 2005], [SCHIFF, 2002].

Dans leurs études, MARTIN, en 1996, et RICARD, en 1997, ont utilisé du fluorure de sodium (Na-F) pour accélérer la dégradation des céramiques étudiées.

2225 – Influence de la flore bactérienne

Il existe une corrosion induite par les microorganismes : la MIC (Microbial Induced Corrosion). Certaines bactéries peuvent provoquer une corrosion des aciers, notamment le thiobacillus, mais il est peu fréquent dans le domaine des biomatériaux [MEYER, 2007].

SOURDOT, en 2007 a étudié l'influence de Desulfovibrio fairfieldensis sur le comportement en corrosion du titane. Elle a conclu que cette bactérie diminue la résistance à la corrosion et accélère les phénomènes de corrosions initiés par d'autres facteurs du milieu buccal.

Dans la plupart des situations, les micro-organismes ne s'attaquent pas directement aux métaux, mais modifient, par leur métabolisme, la physico-chimie à l'interface matériau-environnement (pH, concentration en oxygène, libération de complexant…) créant des conditions pouvant initier ou accélérer la corrosion [GELIN, 2006], [SOURDOT, 2007].

2226 – Autres

Les liquides physiologiques (et tout ce que l'on regroupe sous l'appellation générale de fluides extracellulaires) peuvent constituer, dans certains cas, un second électrolyte agissant sur les reconstitutions dentaires. Ceci explique que, même en milieu plus ou moins anaérobie (sillon gingivo-dentaire et zones occluses), il puisse y avoir corrosion [GOLDBERG, 2004].

Le sang, qui peut être présent dans la cavité buccale au niveau des zones tissulaires inflammatoires ou traumatisées, constitue également un électrolyte particulièrement sévère [GOLDBERG, 2004].

23 – Moyens d'évaluation de la résistance des matériaux

Les phénomènes de dégradation en milieu buccal sont lents et complexes. L'évaluation de ces phénomènes se fait grâce à des simulations, modélisation en laboratoire, à l'aide de salive artificielle. On distingue des méthodes d'évaluation qualitatives : observation de l'état de surface ; et quantitatives : mesures de courants, pesée de précision, dosage des éléments relargués [SOURDOT, 2007], [WATAHA, 2000], [BOONEN, 2009].

231 – Etude de l'état de surface

2311 – Evaluation du ternissement

Utilisées aussi bien in vitro qu'in vivo, les examens visuels permettent une évaluation qualitative du comportement à plus ou moins long terme des pièces ou restaurations métalliques. L'examen visuel permet, par exemple, de déceler l'initiation d'un processus de corrosion par l'observation de piqûres ou par une modification du pouvoir réflecteur de la surface métallique. [SOURDOT, 2007] Ces méthodes permettent de comprendre et de prévoir le comportement des matériaux dans des conditions données, en particulier en travaillant dans des conditions simulant au mieux le milieu auquel on destine l'alliage. In vivo, l'appréciation qualitative est un élément essentiel des études cliniques ; bien qu'elles doivent en général s'échelonner sur plusieurs années, ces études ont le mérite de se situer directement dans la réalité du milieu buccal. Le processus de corrosion se traduisant cliniquement par l'apparition de ternissement, détérioration marginale et de colorations des tissus dentaires, plusieurs études ont évalué cliniquement la résistance à la corrosion de différents types d'amalgames en

fonction de leur temps de séjour en bouche. Dans ce type d'étude, les performances comparatives des alliages sont déterminées par classement de macrophotographies. Ces méthodes, dont le point faible reste la part de subjectivité difficilement contrôlable de l'évaluateur, et surtout la nécessaire longue durée du suivi de la restauration, doivent être complétées par des méthodes quantitatives généralement conduites in vitro [TOUMELIN-CHEMLA, 1998].

- *exemple d'étude :*

En 1989, BROGNIEZ et Al., ont testé la résistance à la corrosion d'une résine acrylique à usage dentaire par un peroxyde alcalin. Un des critères d'évaluation était la modification de teinte par examen visuel.

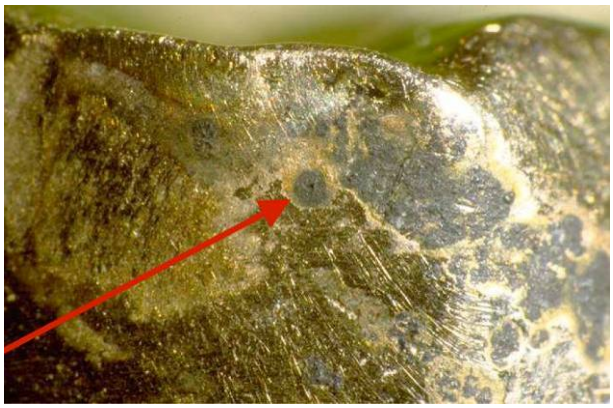

Fig 37. ***Exemple de modification de l'état de surface visible à l'œil, selon [MEYER, 2007]***

2312 – Observation au M.E.B.

C'est l'examen micrographique qui permet de mettre en évidence la morphologie de la corrosion [TOUMELIN-CHEMLA, 1998]. Une étude de l'état de surface est réalisée avant et après passage en solution. Des repères sont réalisés sur l'échantillon afin de situer la zone à observer.

- *<u>exemples d'études :</u>*

- en 2008, LIN et Al., ont étudié l'influence de la cuisson de céramique sur l'état de surface de chapes en Ni-Cr. Un des critères d'évaluation était l'observation au M.E.B.

- les études sur la corrosion des céramiques menées en 1997 par RICARD, en 1999 par MILLEDING et Al., et en 2000 par ROBERT, avaient comme critères d'évaluation l'observation au microscope électronique à balayage (M.E.B., S.E.M. en anglais) de l'évolution de l'état de surface des échantillons.

- nous pouvons également citer les études de BENTAHAR et Al., en 2005, de SOURDOT en 2007, de WYLIE et Al., en 2007, de VIENNOT et Al., en 2006, etc.

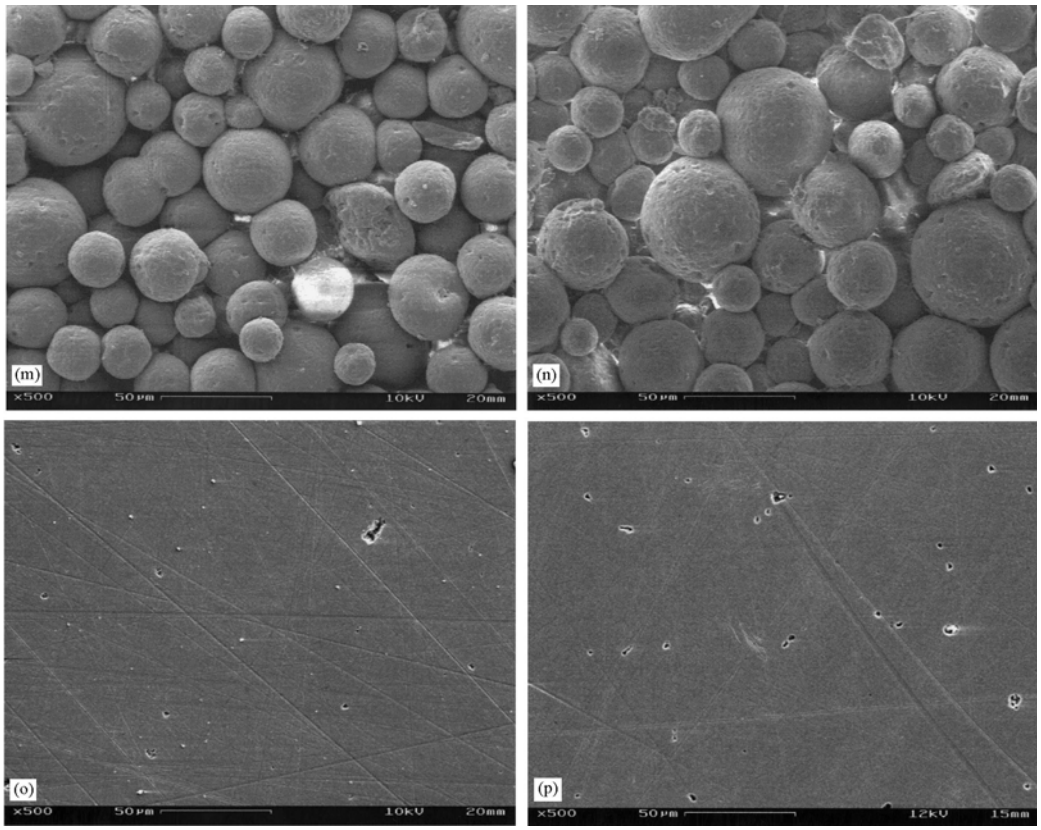

Fig 38. ***Exemple de vue de l'état de surface d'une céramique avant et après attaque, au MEB, selon [MILLEDING, 1999].***

2313 – XRD et XPS

LIN et Al., en 2008, ont utilisé la spectrométrie photoélectronique X, ou spectrométrie de photoélectrons induits par rayons X (en anglais, X-Ray photoemission spectrometry : XPS). C'est une méthode physique d'analyse chimique pour déterminer la composition chimique de la surface et de la sub-surface des échantillons, avant et après cuisson de la céramique. Les résultats sont donnés sous forme de courbes avec des pics en fonctions des différents éléments.

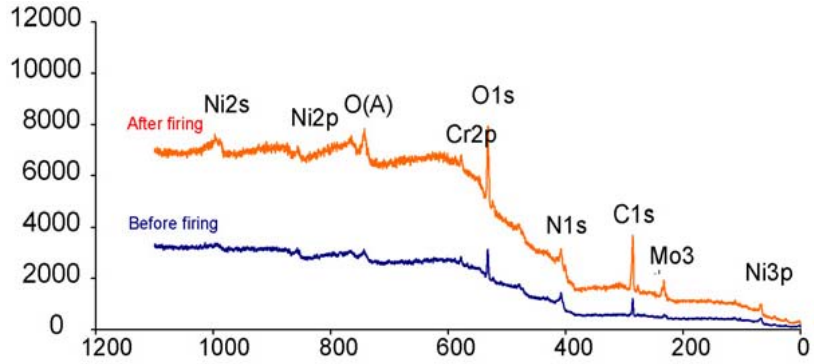

Fig 39. ***Exemple de courbe de résultat d'une XPS sur alliage de Ni-Cr avant et après cuisson de la céramique, selon [LIN, 2008].***

Cette même étude a aussi utilisée la diffractométrie de rayons X (DRX, on utilise aussi souvent l'abréviation anglaise XRD pour X-ray diffraction). C'est une technique d'analyse fondée sur la diffraction des rayons X sur la matière pour obtenir des informations sur la composition en termes de phases de l'alliage testé. Les résultats obtenus sont également donnés sous forme de courbes (diffractogrammes).

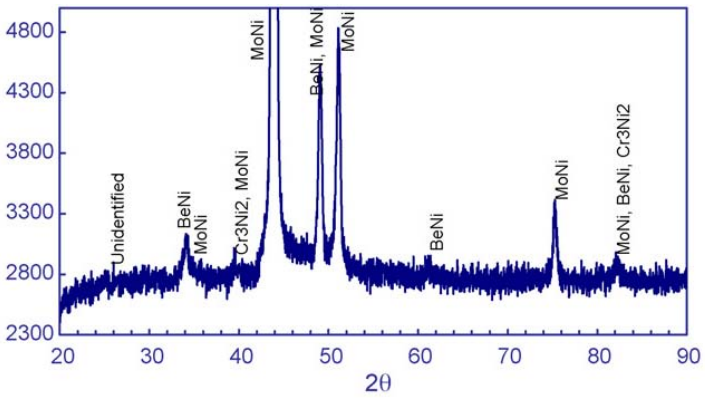

Fig 40. ***Exemple de courbe de résultat d'une XRD sur un alliage de Ni-Cr, selon [LIN, 2008].***

Ce type d'étude de surface fournit des données quantitatives de l'effet de la corrosion, contrairement à l'observation visuelle et M.E.B.

2314 – Laser

Dans l'étude de MILLEDING et Al., en 1999, l'état de surface et la topographie du matériau céramique ont été évalués par profilométrie laser, à l'aide d'un scanner profilomètre à laser confocal. Un point laser He-Ne travaille comme un stylet optique et donne des informations très précises sur le relief. La même zone de surface est scannée avant et après le passage en solution corrosive.

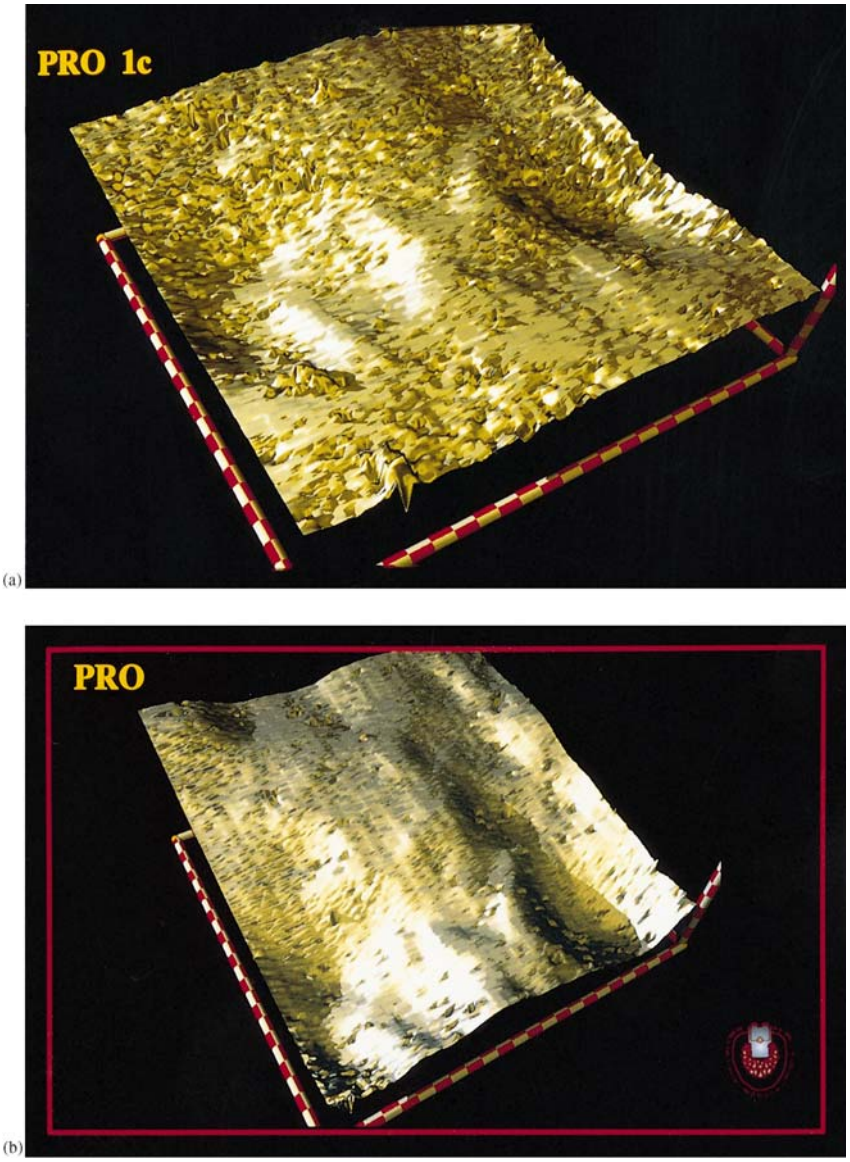

Fig 41. ***Exemple d'image obtenue par profilométrie laser, selon [MILLEDING, 1999].***

232 – Etude du relargage ionique

2321 – Méthodes spectroscopiques

Les méthodes spectroscopiques sont des méthodes analytiques fondées sur la mesure d'une radiation électromagnétique et de ses interactions avec l'échantillon.

Une molécule (ou un atome) est caractérisée par son niveau d'énergie fondamental (l'état dans lequel elle se trouve normalement) et par l'ensemble des états excités que cette molécule peut atteindre. Dans un état excité, la molécule possède un niveau d'énergie supérieur à celui de l'état fondamental. Les états excités ayant des niveaux d'énergie bien définis, les passages entre les différents niveaux ne peuvent s'effectuer qu'avec une absorption (passage à un niveau d'énergie supérieur) ou une libération d'énergie (passage à un niveau d'énergie inférieur), correspondant exactement à la différence d'énergie entre ces deux niveaux. Cette énergie peut, dans certains cas, s'exprimer sous la forme d'une radiation électromagnétique de longueur d'onde bien précise. L'ensemble des longueurs d'ondes, qui correspondent à des transitions énergétiques dans la molécule, est une caractéristique de la molécule étudiée [BERTHOD, 2008].

L'échantillon en solution est atomisé, puis les atomes sont portés dans un état excité par une source de chaleur. Ils se désexcitent en émettant, dans le visible ou l'ultraviolet, les raies caractéristiques de leurs niveaux d'énergie. Plusieurs gammes de température peuvent être atteintes suivant le système d'atomisation utilisé. On peut obtenir des températures de 1 700 à 3 000 K (soit 1 400 à 2 700 °C) avec une flamme, 4 000 K avec un arc électrique, 7 000 K avec un plasma. L'étincelle permet, par excitation électrique, d'atteindre des températures équivalentes à 40 000 K. Les performances obtenues avec les torches à plasma inductif sont assez remarquables. L'excellente stabilité couplée avec un faible bruit de fond et une relative insensibilité aux effets de matrice en font une méthode de choix pour de nombreuses applications. La caractéristique essentielle de cette technique est qu'elle permet de travailler sur cinq ordres de grandeur en concentration [BERTHOD, 2008].

- *spectrométrie de masse :* les molécules sont ionisées et fragmentées en une grande variété d'ions de masse plus faible. Sous l'effet d'un champ électrique ou magnétique, ces différents ions sont séparés en fonction de leur rapport masse/charge. Le diagramme représentant la fréquence des ions en fonction du rapport masse/charge constitue le « spectre » de la molécule. Celui-ci est caractéristique de la molécule.

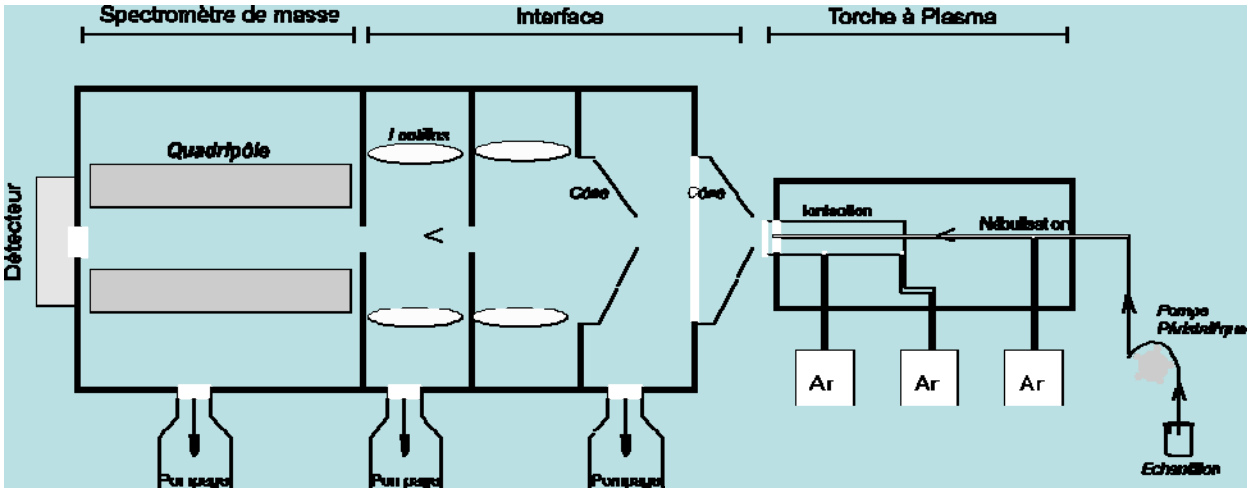

Fig 42. ***Schéma d'un spectromètre d'émission à plasma, utilisé par [RICARD, 1997].***

- *exemples d'études :*

- en 2007, AL-HITY et Al. ont utilisé un spectromètre (inductively coupled plasma-atomic emission spectrometry ICP-AES) pour tester le relargage d'éléments de 8 alliages dentaires.

- en 2004, AMEER et Al. ont utilisé la spectrométrie (induced coupled plasma mass spectrometry ICP-MS) pour tester le comportement de 3 alliages non-nobles en salive artificielle.

- en 2009, ELSHAHAWY et Al. ont utilisé la spectrométrie (inductively coupled plasma mass spectroscopy ICP-MS) pour tester le relargage ionique d'alliages et de céramiques.
- en 2003, HORASAWA et Al. ont utilisé la spectrométrie (inductively coupled plasma emission spectrometer ICP-ES)
- en 2005, JAKOVAC et Al. ont utilisé la spectrométrie (atomic absorption spectrophotometer (AAS) and UV–vis spectrophotometer) pour déterminer l'élution de différentes céramiques dentaires.
- en 2001, KUPHASUK et Al. ont utilisé la spectrométrie (atomic absorption spectrophotometry AAS) pour tester le relargage du titane.

- mais aussi : LIN et Al. en 2008, LOPEZ-ALIAS et Al. en 2006, MANARANCHE et Al. en 2007, WATAHA et Al. en 1998.

2322 – Techniques gravimétriques

La réaction d'oxydation au niveau d'une surface métallique libère des ions en solution : $M \rightarrow M^{n+} + ne^-$. Cela se traduit théoriquement par une perte de poids du métal oxydé, dont la simple pesée avant et après immersion dans un milieu corrosif devrait indiquer l'étendue de la dégradation.

Cependant, cette méthode n'est pas significative pour la corrosion des alliages dentaires. En effets, ceux-ci s'oxydent très lentement, donc les valeurs à mesurer sont trop faibles et les réactions avec le milieu sont complexes. Ainsi, les mesures peuvent être faussées par la réaction de cations formés lors de l'oxydation anodique avec des anions du milieu d'essai, aboutissant à la formation de composés insolubles adhérant à la surface du matériau [SOURDOT, 2007], [TOUMELIN-CHEMLA, 1998], [RICARD, 1997].

En 1997, RICARD, dans son étude évaluant le comportement de céramiques en salive artificielle, conclut que les pertes de masses sont très faibles, de l'ordre de grandeur de la précision de la balance utilisée (0,1 mg). Ses mesures ne sont donc pas exploitables.

En revanche, dans le cadre d'études faisant intervenir une simulation de l'usure par mastication, cette mesure serait plus vraisemblablement exploitable.

233 – Etudes électrochimiques

La mise en place d'un métal dans un milieu biologique provoque son attaque le plus souvent oxydative : c'est la corrosion. L'espèce en solution gagne des électrons et il a y donc transfert de charges électriques entre le métal et la solution [NIZARD, 1996].

2331 – Mesure du potentiel de repos

Aussi appelé potentiel de corrosion (E_{corr}), il s'agit d'évaluer le potentiel en circuit ouvert d'une électrode, le plus souvent « in vitro » mais également « in vivo » au moyen d'un millivoltmètre. Ces mesures font appel à un montage à deux électrodes : l'électrode de travail à tester, et une électrode de référence, qui peut être classiquement l'électrode au calomel saturé (ECS). On obtient des courbes potentiel/temps permettant d'apprécier les modifications de la surface du métal en fonction du temps de séjour dans un milieu donné. Les variations de potentiels enregistrées renseignent sur la dégradation, la passivation ou l'immunité d'une surface métallique. Cependant, le déplacement du potentiel de corrosion d'un métal vers des valeurs plus nobles n'est pas toujours corrélé avec une augmentation de la résistance à la corrosion. Il est donc indispensable de mesurer parallèlement la valeur de l'intensité du courant de corrosion [TOUMELIN-CHEMLA, 1998].

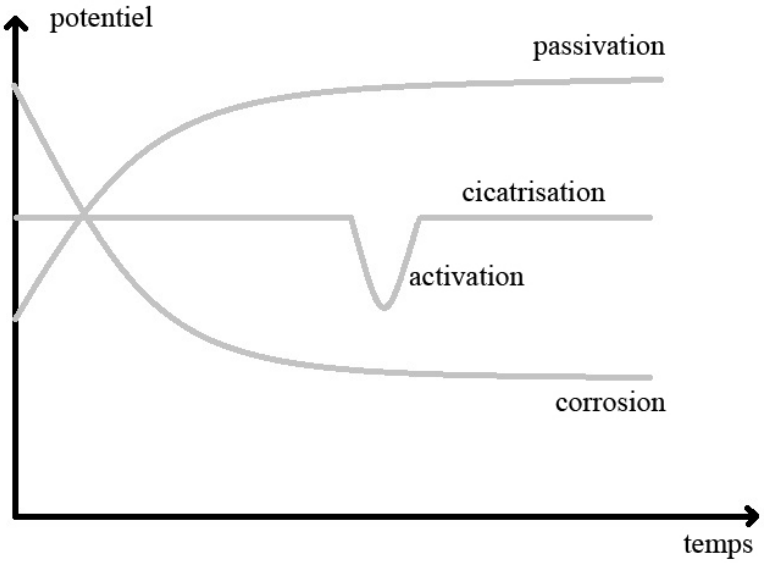

Fig 43. ***Courbes de potentiels de repos en fonction du temps. L'allure de la courbe correspond au comportement électrochimique.***

La valeur du potentiel que prend le métal dans la solution quand l'état d'équilibre a été atteint, s'appelle le potentiel d'électrode (ou potentiel d'abandon). Ce potentiel peut être

mesuré dans des conditions définies (température et concentration) comparativement à une électrode standard comme l'électrode à hydrogène : on parle alors de potentiels normaux. Plus ce potentiel normal est élevé plus la résistance à la corrosion est grande, plus le potentiel normal est négatif plus la réactivité du métal (c'est-à-dire la quantité de métal dissous dans le milieu) est grande. Les métaux ayant les potentiels normaux les plus élevés sont les métaux nobles. Il est habituel de classer les métaux selon une échelle galvanique du plus noble au moins noble [NIZARD, 1996].

Métal	**Potentiel**
Or	*1.43 V*
Platine	*1.20*
Argent	*0.79*
Molybdène	-0.20
Nickel	-0.25
Cobalt	-0.28
Fer	-0.44
Chrome	-0.73
Aluminium	-1.33
Titane	-1.63

Fig 44. ***Potentiel normal pour quelques métaux, selon [MEYER, 2007].***

- *Exemple d'étude :*

- en 2007, AL-HITY et Al. ont obtenu ce type de résultats : Fig 45.

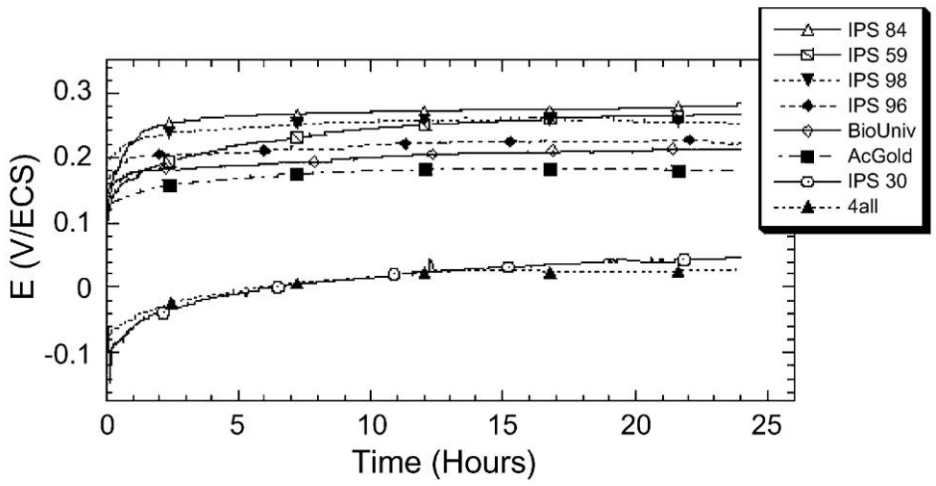

Fig 45. ***Evolution du potentiel de repos en fonction du temps pour 8 alliages testés pendant 24h, selon [AL-HITY, 2007].***

2332 – Courbes intensité potentiel

Appelées encore courbes de polarisation, elles sont obtenues par des essais voltampérométriques « in vitro » utilisant des montages à trois électrodes. Un potentiostat génère un potentiel entre l'électrode à étudier et une électrode de référence ; le courant résultant est mesuré sur une contre-électrode de platine. Les voltampérogrammes obtenus conduisent à des valeurs numériques d'intensité de courant de corrosion I_{corr} exprimé en mA, µA, voire nA/cm^2 et de résistance de polarisation R_p exprimée en Ω, kΩ, voire MΩ.cm². Les expériences sont effectuées selon deux protocoles complémentaires : tout d'abord un balayage à faible amplitude de variation de potentiel au voisinage du potentiel libre permet de simuler les conditions stationnaires du métal en milieu liquide. Puis, un balayage à plus large variation de potentiel permet d'observer et d'identifier les réactions d'oxydation et de réduction. Différentes séquences méthodologiques permettent de caractériser le comportement électrochimique d'un métal ou d'un alliage donné dans des conditions parfaitement définies : nature de l'électrolyte, concentration en oxygène, température, intervalle de potentiel choisi pour les essais potentiocinétiques, vitesse de balayage, rotation de l'électrode, degré de polissage de l'échantillon... La validité des résultats obtenus est fortement dépendante des conditions expérimentales dans lesquelles les alliages dentaires sont testés. L'examen des

courbes intensité-potentiel permet de caractériser le comportement électrochimique du métal dans un milieu électrolytique donné : aptitude à la passivation (courant diminuant et atteignant des valeurs proches de zéro) ou à la corrosion par piqûres (oscillations des valeurs de courant dans un domaine de potentiels plus ou moins large). Cependant, ces méthodes, pour lesquelles les conditions ne correspondent pas exactement à la réalité, ne constituent pas une panacée et doivent toujours être complétées par d'autres méthodes telles la micrographie toujours indispensable, ou l'étude de la modification des propriétés mécaniques. Dans la pratique, on retiendra que plus la valeur de Rp est élevée (de l'ordre du $M\Omega.cm^2$ pour le titane et ses alliages), plus l'alliage est résistant à la corrosion, le courant de corrosion I_{corr} est alors extrêmement faible (de l'ordre du nA/cm^2 pour le titane). À l'inverse, un alliage pour amalgame sera caractérisé par une valeur de Rp beaucoup plus faible (de l'ordre du kΩ) associée à un courant de corrosion plus important de l'ordre du µA, voire du mA par unité de surface [SOURDOT, 2007], [TOUMELIN-CHEMLA, 1998].

234 – Tests d'usure

2341 – Notions élémentaires

L'usure tribologique et la biotribocorrosion définissent l'usure comme un phénomène complexe subséquent à de nombreux processus. Ainsi, 5 notions sont à définir :

23411 – Usure de deux corps *(two-body abrasion)*

Les surfaces des deux matériaux sont en contact direct l'une de l'autre. A une échelle microscopique, aucune surface n'est totalement lisse, ainsi, les aspérités de chacune se rencontrent. Durant les mouvements, les surfaces vont se déformer ou se fracturer l'une, l'autre. Si les deux surfaces sont fragiles, il y aura une fracture des aspérités. Si il y a une différence de dureté, la surface la plus dure va creuser, user, l'autre, éventuellement jusqu'à la

rupture. Avec le temps, l'effet cumulatif de ces pertes microscopiques se manifeste par une usure. En bouche, ce phénomène se produit plus particulièrement par le bruxisme, en dehors des phases de mastication. L'attrition est une forme d'usure à 2 corps. C'est une usure physiologique résultant des contacts dento-dentaires, sans l'intervention de substance étrangère. Elle cause une usure localisée aux contacts occlusaux. Dans les secteurs postérieurs la perte moyenne d'émail au niveau des contacts occlusaux est d'environ 41µm par an. [LAMBRECHTS, 2006]

23412 – Usure de trois corps *(three-body abrasion)*

Dans ce type d'abrasion, les deux surfaces ne sont plus en contacts directs, un troisième matériau s'interposent entre elles. En bouche, ce type d'usure se manifeste lors de la mastication. Le troisième matériau est alors le bol alimentaire. Le phénomène d'usure dépend alors du potentiel abrasif de l'alimentation. Ce type d'usure ne concerne plus seulement les points d'occluions dento-dentaire. Lors de la mastication du bol alimentaire, on observe tout d'abord une usure de toute la surface occlusale, puis, au fur et à mesure que l'épaisseur du bol entre les deux surfaces diminue, l'usure se répartit entre la surface occlusale des zones de « fuite » du bol alimentaire. [LAMBRECHTS, 2006]

23413 – Usure par fatigue

Certains mouvements des molécules de surface sont transférés en subsurface entraînant une rupture des liaisons intermoléculaires et une zone de fragilité en subsurface. Ces zones de fragilité peuvent se rejoindre, on peut alors observer une perte de fragment de matériau, c'est l'usure par fatigue.

23414 – Usure tribochimique

Ou érosion dentaire. Ce n'est pas un processus d'usure à proprement parler. Certains éléments en contact avec les surfaces, de par leurs compositions chimiques, peuvent fragiliser les liaisons intermoléculaires de surface, et ainsi potentialiser les autres processus d'usure. En bouche, ce processus est dû à des substances acides. Elles peuvent être extrinsèques : alimentation acide, ou intrinsèques : reflux gastrique. Ce processus n'affecte que les molécules de surface, mais l'action conjuguée des autres phénomènes d'usure retire cette pellicule fragilisée, ainsi l'érosion continue dans les couches sous-jacentes, précédemment non concernées par ce phénomène.

23415 – Usure adhésive

Ce phénomène se produit lorsqu'il y a une pression forte entre les surfaces, pouvant entraîner une « soudure à froid » entre les aspérités des différentes surfaces. Si le processus continue, les zones soudées se fracturent, mais pas au niveau de la ligne originale de fusion. On retrouve ainsi des plaques de matériaux qui se séparent d'une surface pour se « souder » à l'autre. Ce phénomène est habituellement associé aux métaux, mais se retrouve aussi sur des polyméthacrylates de méthyle. [LAMBRECHTS, 2006]

2342 – Cinétique de la mastication

Les machines d'usure doivent simuler au mieux la mastication telle qu'elle se produit dans la cavité buccale. Cela implique la définition des forces et des mouvements caractérisant la mastication.

23421 – Force

Les machines d'usure doivent générer des forces équivalentes à celles constatées en bouche. Les mesures ont rapporté des valeurs allant de 20 à 120 Newton. Ces valeurs sont fonctions de l'âge, du sexe, du secteur concerné (antérieur ou postérieur), et de la consistance du bol alimentaire. [HIENTZE, 2006]

23422 – Mouvement

Le profil du mouvement ressemble à une demi-sinusoïde.

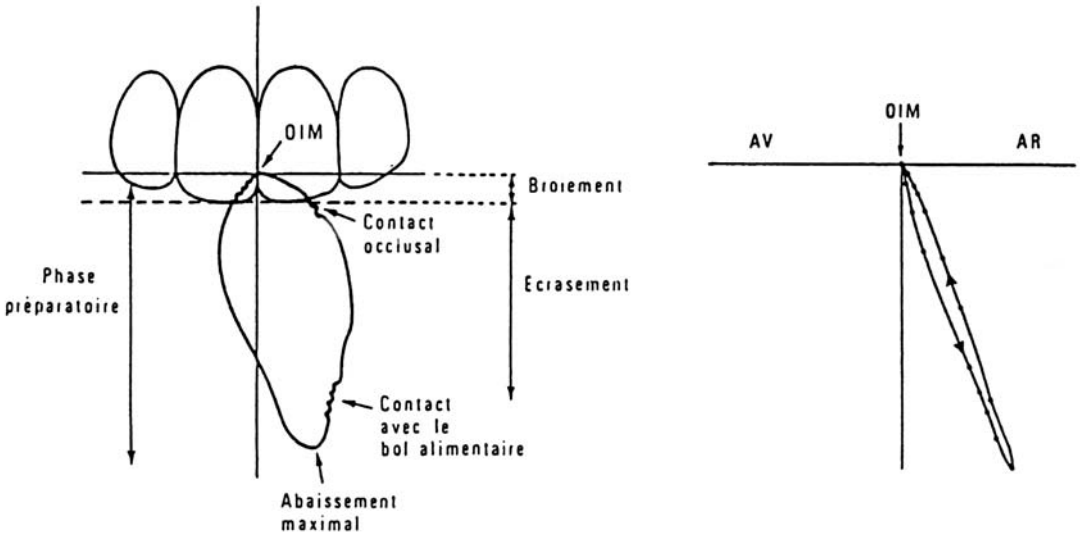

Fig 46. ***Trajet du dentalé lors d'un cycle masticatoire examiné dans le plan frontal à gauche, dans le plan sagittal à droite. [Mastication, 1976]***

23423 – Distance

Durant la mastication, l'écart maximum entre les surfaces est en moyenne de 16 à 20mm. [HIENTZE, 2006]

23424 – Temps de contact

Le temps de contact entre l'indenteur et le matériau à tester doit être équivalent à ce qui est constaté en bouche, il doit aussi être gardé constant durant toute la phase de simulation. Ce temps de contact est compris entre 400 et 600ms par cycle masticatoire. [HIENTZE, 2006]

23425 – Mouvement de glissement

Le glissement moyen constaté sur une première molaire est de 0.3mm vers l'avant (plan sagittal) et 0.18mm en latéralité (plan frontal). Un mouvement en latéralité devrait être intégré à la machine d'usure afin de tester la résistance à la fatigue du matériau. [HIENTZE, 2006]

23426 – Nettoyage

Le milieu buccal est baigné par la salive, par analogie, l'échantillon doit être débarrassé des débris d'usure éventuels présents à sa surface, soit par un flot liquidien, soit par la présence d'un « bol alimentaire » simulé.

2343 – Quelques machines d'usure

- ACTA (Academic Center for Dentistry AMSERDAM) wear machine :

Il ne s'agit pas d'un mouvement d'indentation, mais du frottement par la rotation d'un échantillon circulaire sur une piste en acier texturé et durci (abrasif) réglable de 0 à 170 tours/min. On évalue comparativement la perte de volume des échantillons circulaires par scannage.

- CoCoM (Zurich computer-controlled masticator) :

Il est constitué d'un indenteur d'émail, animé d'un mouvement d'impact (49 N) puis glissement par un électro-aimant, puis remontée. L'interface est constituée par de l'eau, de l'alcool, et du dentifrice ; elle est statique.

- University of Alabama wear simulator :

Il se compose d'un indenteur conique en polyacétate, avec un mouvement d'impact sous 75,6 Newtons, puis glissement, puis remontée, dont la mécanique n'est pas communiquée. L'expérience est en présence d'interface (billes PMMA) statique. On mesure la perte de substance par diminution de la hauteur de l'échantillon et de l'indenteur.

- MTS (Minnesota wear simulator) :

Une dent sous charge de 13,35 Newtons exercée par un vérin, est au contact d'un échantillon en rotation, en milieu aqueux à température ambiante.

- OHSU (Oregon Health Sciences University) oral wear simulator :

Il comporte un indenteur conique en émail, exerçant une pression de 20 ou 70 Newtons et actionné par un électro-aimant, l'impact est suivi d'un frottement. Mais l'expérience est

réalisée « three body » avec une interface (suspension de broyat de graines et billes de PMMA) qui ne circule pas, à température ambiante.

- WILLYTEC wear simulator (Munich) :

Il est, selon la plupart des auteurs, le meilleur procédé de simulation de l'usure masticatoire actuellement disponible. Un indenteur (émail ou bille de céramique Empress®) provoque un choc vertical (déterminé par un poids) sur un échantillon qui va alors glisser latéralement, puis l'indenteur est remonté. L'usure se fait en milieux aqueux à 5° ou 55°C. 8 chambres d'usure fonctionnent simultanément.

- NANCY :

Il comporte un indenteur sphérique interchangeable, exerçant une pression de 30 N (ajustable). Le mouvement se décompose en un impact vertical puis un glissement. L'échantillon est en permanence rincé par un flux de salive artificielle filtrée, en circuit fermé, de température et composition variable. [BOONEN, 2009]

2344 – Exploitation des résultats

Après avoir décrit les moyens de simuler au mieux la mastication, il convient d'énumérer les moyens de mesurer l'usure qui en découle. Les techniques à notre disposition sont (ces techniques sont détaillées plus haut) :

- la profilométrie
- le scannage 3D des surfaces
- la pesée de précision
- l'observation à fort grossissement

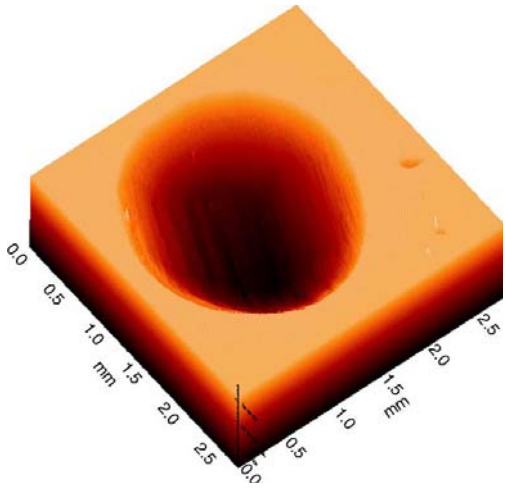

Fig 47. ***Exemple d'image obtenue par scannage 3D, d'après HEINTZE et Al. en 2006.***

235 – Normes

L'ISO 10993-14 :2001 spécifie deux méthodes permettant d'obtenir des solutions de produits de dégradation à partir des céramiques (dont les verres) dans un but de quantification. Elle donne également des lignes directrices pour l'analyse de ces solutions afin d'identifier les produits de dégradation. Etant donné la nature générale de la présente partie de l'ISO 10993, il convient de prendre en compte en premier lieu les normes spécifiques aux produits qui, lorsqu'elles existent, abordent la formation de produits de dégradation dans des conditions d'utilisation plus pertinentes La présente partie de l'ISO 10993 aborde seulement les produits de dégradation générés par dissociation chimique des céramiques lors d'essais in vitro. Aucune dégradation due à une contrainte mécanique ou une énergie externe ne relève de la présente partie de l'ISO 10993. Alors que l'ISO 6872 et l'ISO 9693 sont des essais de dégradation chimique, elles ne traitent pas de l'analyse des produits de dégradation. Étant donné la gamme des céramiques utilisées dans les dispositifs médicaux et les différentes exigences d'exactitude et de fidélité des résultats, aucune technique d'analyse spécifique n'est identifiée. De plus, la présente partie de l'ISO 10993 ne fait état d'aucune exigence spécifique relative à des niveaux acceptables de produits de dégradation. Bien que ces matériaux soient conçus pour des applications biomédicales, l'activité biologique de ces produits de dégradation ne fait pas l'objet de la présente partie de l'ISO 10993.

L'ISO 6872:2008 spécifie les exigences et les méthodes d'essai correspondantes relatives aux céramiques dentaires pour les restaurations fixes tout céramique, de céramique-métal et des prothèses dentaires.

L’ISO 9693 :1999 spécifie des exigences et des méthodes d'essai pour les matériaux céramiques dentaires traités par coulage ou usinage, et pour les céramiques convenant pour être utilisées dans la fabrication des restaurations dentaires métallo-céramiques, ainsi que des exigences et des méthodes d'essai pour la structure composite. Les exigences de la présente Norme internationale s'appliquent aux matériaux métalliques et aux céramiques lorsqu'ils sont utilisés ensemble et que la conformité ne peut être revendiquée pour les matériaux métalliques seuls ou pour les céramiques seules.

3 – EXPERIMENTATIONS

Après avoir passé en revue les différents matériaux utilisés en prothèse odontologique et leur comportement en milieu buccal, nous allons décrire plus précisément deux expérimentations menées conjointement avec notre directeur, le Dr. Maxime Helfer. Ces travaux ont été réalisés dans les laboratoires de l'E.N.S.I.C. de Nancy.

La première manipulation visait à déterminer qualitativement et quantitativement le comportement de matériaux prothétiques dentaires en solution « statique », sans force mécanique appliquée à l'échantillon.

Dans la seconde, les échantillons ont été placés dans un simulateur d'occlusion, reproduisant les contraintes présentes en bouche : flux salivaire, température et surtout, forces occlusales, le but étant d'avoir des résultats in-vitro les plus corrélables possibles à la situation in-vivo.

31 – En immersion

L'expérimentation que nous allons décrire a été réalisée par le Dr. Maxime Helfer, sous la direction du Dr. Claude Archien.

311 - Hypothèse et objectifs de travail

Cette étude tentera d'évaluer la corrosion d'alliages couramment utilisés en prothèse odontologique in vitro. Le but de notre travail est de réaliser une approche expérimentale visant à mesurer la nature et la quantité d'éléments relargués par 5 alliages ainsi que la dégradation éventuelle de leur état de surface.

On soumet les échantillons à l'action corrosive d'une solution de salive artificielle simplifiée à 80 °C durant 7 jours consécutifs.

Etude métallographique

Les échantillons sont coulés selon les méthodes habituelles des laboratoires de prothèse dentaire. Trois échantillons par alliage sont préparés avec trois états de surface différents : brut de coulée, polissage intermédiaire et poli miroir.
Ils sont examinés au M.E.B. au grossissement 25X et 500X avant et après action salivaire, afin de comparer leur structure métallographique et leur état de surface

Etude du relargage ionique en spectrométrie

Les solutions de salive artificielle qui ont contenu les échantillons sont analysées au spectromètre de masse à source plasma afin de quantifier les éléments relargués, même ceux n'apparaissant qu'à l'état de traces.

Ainsi, nous préciserons la nature et la quantité d'ions libérés par les alliages au bout d'une semaine d'immersion en solution salivaire artificielle (potentialisée par la température élevée) et les effets s'ils existent du polissage sur le relargage.
Nous vérifierons que les alliages supposés biocompatibles, grâce notamment à une couche de passivation formée d'oxydes, sont effectivement protégés de la corrosion (il s'agit de l'alliage chrome/cobalt et du titane). L'excellent comportement clinique des alliages nobles et hautement nobles sera également vérifié sur le plan du relargage ionique.

312 - Matériels et méthode

L'étude porte sur une sélection de cinq alliages dentaires pour restaurations métalliques coulées de fournisseurs différents.

Les alliages couramment employés en odontologie prothétique ont été sélectionnés :

- alliage dit précieux (haute teneur en or), ou de haute noblesse (« High-Noble » : HN)
- alliage dit semi-précieux (haute teneur en argent), ou noble N
- alliage chrome / cobalt
- alliage nickel / chrome
- titane

3121 – Composition des alliages utilisés

Alliages	Au	Pt	Pd	Ag	Cu	Zn	Cr	Co	Ni	Fe	Si	Mo	Ti	Autres
Au-Pt	70	2,4	3 ,8	12	10	1,8								sans Be, Cd, Ni
Au-Pd	32		18,5	40	7,55	1,95								sans Be, Cd, Ni
Cr-Co							30	63,3			1	5		C<1, Mn<1, N<1
Ni-Cr					<1		22		28	42	4	3		C<1, Mn<1
Ti										0,2			99,5	C<1, H<1, N<1, O<1

Fig 48. ***Composition des alliages étudiés en pourcentage massique, données fournies par les fabriquant.***

3122 – Elaboration des échantillons

31221 – Réalisation des échantillons coulés

Pour se rapprocher des conditions réelles, les échantillons sont coulés dans l'alliage étudié par coulée à cire perdue à partir de maquettes en cire (plaque calibrée) sous forme de « plaquettes » de dimension identique 32 x 10 x 1,65 mm. Toutes les coulées sont entièrement réalisées à partir d'alliages neufs (de première coulée).

Cette technique est couramment employée au sein des laboratoires de prothèse dentaire. Chaque alliage est coulé 3 fois soit 15 échantillons au total.

31222 – Polissage

Sur les trois échantillons coulés de chaque alliage :

- L'un est conservé « brut de coulée »,
- Un autre est poli en suivant les procédures métallographiques classiques avec du papier au carbure de silicium à granulométrie décroissante sous irrigation constante (afin d'assurer le refroidissement des pièces). Grades successivement utilisés : 120, 400, 800.
- Enfin le dernier échantillon subit le même traitement de polissage mais plus poussé : grades 1200 et 2400 puis brillantage à l'aide de cupules et pâte diamantée 1 µm jusqu'à obtention d'un poli miroir.

31223 – Traitement et nettoyage

Les échantillons sont gravés de trois points à l'aide d'un instrument rotatif diamanté monté sur turbine pour constituer un moyen de repérage des zones d'observation au M.E.B.
Les échantillons sont tous nettoyés par immersion dans un bain d'eau déminéralisée soumis aux ultrasons durant 10 minutes. (BioSonic® UC 50DB)

3123 – Etude métallographique au M.E.B.

Les échantillons obtenus sont observés au microscope électronique à balayage (Philip® XL 30) à 20 keV en mode électrons rétro diffusés (Back Scattered Electrons ; BSE) afin d'observer la nature et la répartition des différentes phases dans l'alliage. Des images aux

grossissements 25X et 500X sont réalisées. Le mode électrons secondaires (secondary electrons) est utilisé pour observer l'état de surface des échantillons. Enfin, une analyse de la composition chimique de surface est réalisée en troisième mode d'observation.

Afin de limiter le nombre d'échantillons observés, on limite l'observation aux échantillons bruts et polis miroirs (on écarte les échantillons ayant subi un polissage intermédiaire). On réalise donc 6 vues de 10 échantillons soit 60 vues. Cette observation est faite avant toute action salivaire puis renouvelée après action salivaire à 80°C de 7 jours consécutifs.

3124 – Attaque salivaire des échantillons

31241 – Dispositif expérimental

Chaque échantillon métallique est déposé dans un flacon en polypropylène (Kartell®-Prolabo 00679607) de 55 cm3 (9,2 cm X 3,5 cm diam.) contenant 50 CC de « salive artificielle » et donné par le fabricant comme étanche.

Les flacons sont déposés dans un bain thermostaté à 80 °C maintenu en permanence automatiquement à niveau en raison d'une évaporation importante de l'eau du bain. Le remplissage du bain se fait au moyen d'une électrovanne commandée par un flotteur. Les récipients sont fixés sur un plateau métallique spécial (8 au maximum) par une agrafe métallique et une sangle assurant leur parfait immobilité.

Le plateau est animé d'un mouvement de translation vertical réalisé au moyen d'un électroaimant et la fréquence d'un cycle est fixée arbitrairement à 1 Hz. Ce mouvement permet l'homogénéisation du bain, de la température et de la composition de l'électrolyte. Ce dispositif élimine le gradient thermique source d'erreurs et permet une attaque homogène des surfaces métalliques. L'immersion est maintenue à température constante.

Le cycle complet dure 7 jours et chaque échantillon salivaire de 50 CC est conservé ensuite dans son récipient ou dans un flacon en polyéthylène jusqu'à l'étude en spectrophotométrie. L'échantillon d'alliage est retiré et stocké à part.

Fig 49. ***Photo du flacon et du plateau.***

Fig 50. ***Vue d'ensemble du dispositif.***

31242 – Solution d'attaque

La modélisation en laboratoire de l'électrolyte salivaire utilise des solutions de formulations plus ou moins élaborées en fonction des objectifs de l'étude. Une solution isotonique de Na Cl (0,95g/L) peut être employée mais on préfère généralement la solution physiologique de Ringer. De nombreux auteurs ont proposé des formulations de salives artificielles, dans lesquelles différents éléments biologiques sont présents : urée, thiocyanate de potassium, soufre, protéines salivaires. Ces solutions, plus proches de la composition salivaire, nécessitent une préparation extemporanée.

La solution physiologique de Ringer employée est fabriquée sur place au laboratoire à partir d'une solution réserve, diluée 10 fois ensuite grâce à de l'eau milliQ. La composition finale détaillée dans la **Fig 51**. Son pH est de 7,4.

Solution de Ringer	**NaCl**	**KCl**	**$CaCl_2(6H_2O)$**	**NaHCO**
Composition en g/L	9	0,4	0,2	0,2

Fig 51. ***Composition de la solution de Ringer.***

31243 – Principe de fonctionnement du spectrophotomètre de masse à source plasma

Ce point a été détaillé au paragraphe 2321.

31244 – Analyse des éléments relargués

L'analyse est réalisée sur X Séries ICP-MS Thermo elemental. Le spectromètre doit être étalonné, dans un premier, temps avec de l'eau milliQ contenant des éléments en quantité connue.

Puis on réalise des mesures dans la salive artificielle seule (témoin) et également dans le bain thermostaté du dispositif.

Afin d'étalonner l'appareil de mesure, des échantillons contenant tous les éléments recherchés par la suite sont analysés : un contenant 1 ppb d'ions, un autre 10 ppb et enfin un troisième 50 ppb.

Préparation des échantillons : dilution au 1/10 de l'échantillon de salive avec de l'eau milliQ puis acidification par ajout d'acide nitrique HNO_3 ultra pur à 2% pour assurer la stabilité des mesures de l'appareil.

L'échantillon liquide est transformé en aérosol et introduit en flux continu dans le spectrophotomètre. La mesure se fait dans un vide à 10^{-4} bar. Une deuxième mesure est effectuée en plasma à froid (3000°C) pour certains éléments.

Trois mesures par échantillon sont réalisées et on réalise la moyenne de ces trois mesures.

313 – Résultats

3131 – Etude métallographique

- Alliage noble (or blanc)

L'échantillon brut de coulée présente une structure homogène qui n'apparaît pas modifiée par l'attaque salivaire sur cette durée.

L'échantillon poli présente quelques microrayures de polissage réparties de manière homogène, sa structure est homogène. La surface de l'échantillon présente une attaque très faible, homogène, après action salivaire.

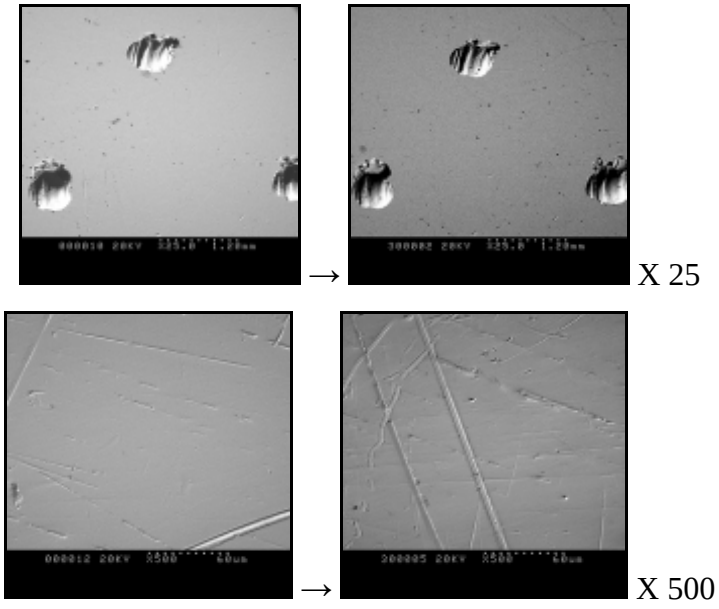

Fig 52. ***Vue au M.E.B. des échantillons d'Au-Pd polis miroir avant et après le passage en solution.***

- Alliage de haute noblesse (or platiné)

L'échantillon brut de coulée présente une structure homogène qui n'apparaît pas modifiée par l'attaque salivaire sur cette durée.

L’échantillon poli présente quelques microrayures réparties de manière homogène, structure homogène. La surface de l’échantillon présente quelques altérations sélectives réparties de manière homogène, après action salivaire.

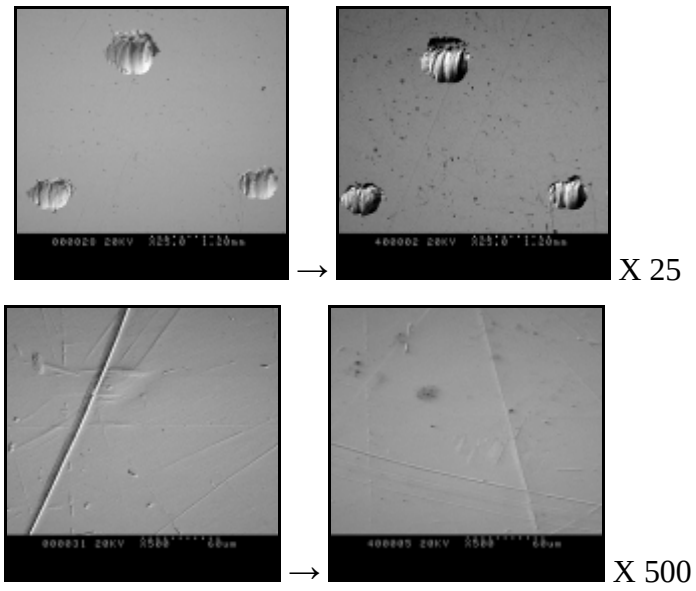

Fig 53. ***Vue au M.E.B. des échantillons d’Au-Pt polis miroir avant et après le passage en solution.***

- Alliage chrome cobalt

L’échantillon brut de coulée présente une structure très homogène ; aucune altération visible après attaque salivaire sur cette durée.

L’échantillon poli présente une structure homogène. La surface de l’échantillon ne présente pas d’altération visible, tout juste une surface plus « lisse » au grossissement 500X, qui pourrait correspondre à une couche de passivation.

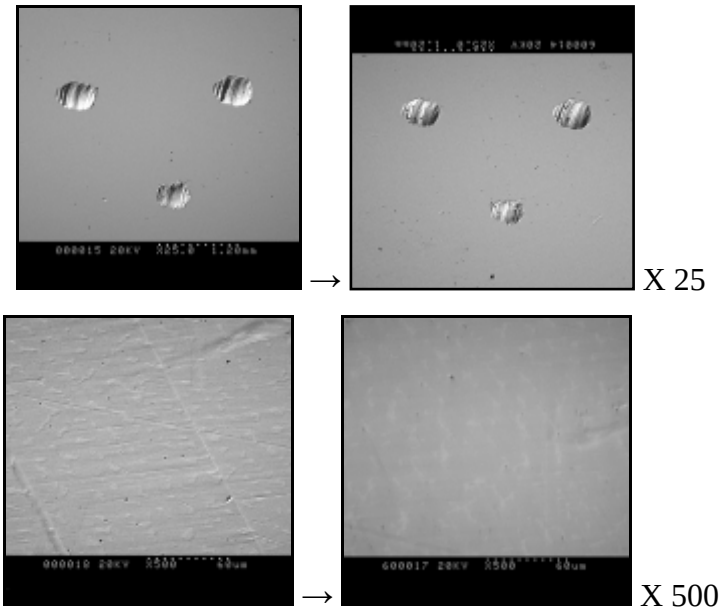

Fig 54. ***Vue au M.E.B. des échantillons de Cr-Co polis miroir avant et après le passage en solution.***

- Alliage nickel chrome

L'échantillon brut de coulée présente une structure très homogène ; aucune altération visible après attaque salivaire sur cette durée.

L'échantillon poli présente une structure homogène. La surface de l'échantillon ne présente pas d'altération visible, tout juste une surface plus « lisse » au grossissement 500X, qui pourrait correspondre à une couche de passivation, comme précédemment.

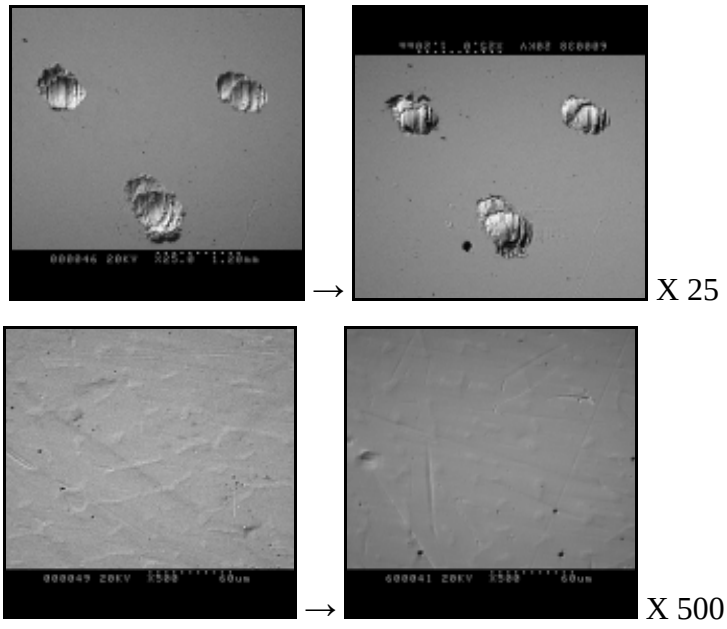

Fig 55. ***Vue au M.E.B. des échantillons de Ni-Cr polis miroir avant et après le passage en solution.***

- Titane

Les deux échantillons bruts et polis ne présentent aucun changement visible à leur surface après action salivaire, et ce, aux deux grossissements.

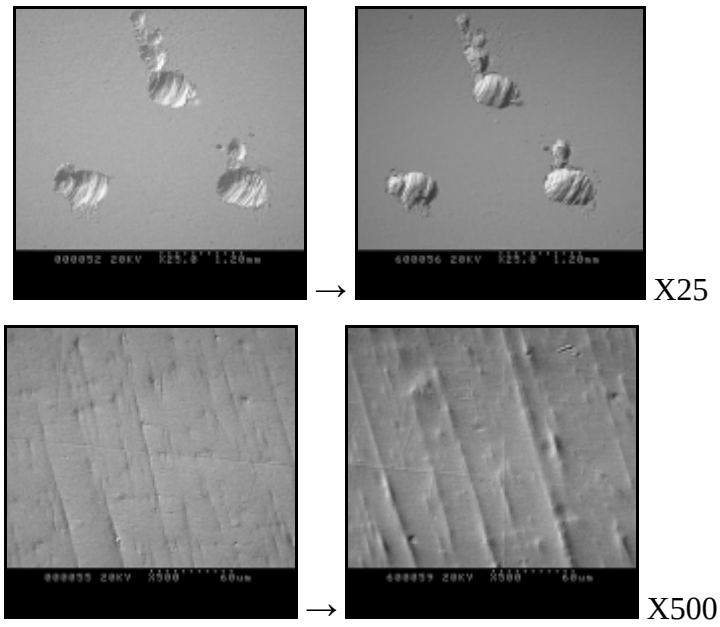

Fig 56. ***Vue au M.E.B. des échantillons de Ti-cp polis miroir avant et après le passage en solution.***

3132 – Etude en spectrométrie de masse après 7 jours

Chaque échantillon liquide est analysé trois fois, puis la moyenne est calculée, automatiquement ainsi que l'écart type et le RSD. L'analyse ainsi obtenue, de part le faible nombre d'échantillons et d'enregistrements, est surtout qualitative et ne peut pas présenter de valeur statistique significative.

Certains échantillons liquides ont subi des dilutions différentes avant passage au spectrophotomètre de 1/10 pour la plupart jusqu' à 1/50 pour l'échantillon N°1. Afin d'améliorer la comparaison entre les échantillons, toutes les valeurs ont été rapportées à une dilution de 1/10.

- alliage noble (Au-Pd)

Échantillon	Au	Ag	Pt	Pd	Cu	Zn
durée 7 jours						
1 brut	0.1	245.3	0.1	1.2	315.75	2528.765
2 poli	0.01	9.26	0.28	0.24	58.28	1455
3 poli miroir	0.01	2.38	0.1	0.61	66.05	135.50

Fig 57. ***Eléments relargués par l'échantillon d'Au-Pd, en ppb (partie par billion).***

Le polissage améliore nettement les valeurs de relargage à l'exception du palladium (dont le relargage reste pratiquement nul) et le poli miroir diminue encore ces valeurs.

- alliage de haute noblesse (Au-Pt)

Échantillon	Au	Ag	Pt	Pd	Cu	Zn
durée 7 jours						
4 brut	0.01	19.59	1.6	0.14	729.20	2265
5 poli	0.03	0.49	2.38	0.14	40.80	1152
6 poli miroir	0.08	1.86	1.48	0.14	162.68	1204.40

Fig 58. ***Eléments relargués par l'échantillon d'Au-Pt, en ppb.***

- alliage chrome cobalt

Échantillon	9Be	29Si	52Cr	55Mn	56Fe	59Co	60Ni	98Mo
durée 7 jours								
7 brut	NQ	NQ	1.57	3.87	NQ	257.70	4.00	14.16
8 poli	NQ	NQ	5.77	3.84	54.74	259.90	2.03	29.58
9 poli miroir	NQ	NQ	1.32	7.09	51.08	374.30	2.59	15.11

Fig 59. ***Eléments relargués par l'échantillon de Cr-Co, en ppb.***

L'alliage ne contient normalement ni fer, ni nickel. Seule une pollution de l'alliage ou de l'électrolyte peut expliquer cette présence : étanchéité des flacons en polypropylène déficiente, flacon réutilisé avec un alliage différent ou contamination au laboratoire de prothèse des échantillons eux-mêmes.

Le polissage des échantillons de cet alliage a un effet variable en fonction des éléments, mais globalement il est plutôt négatif sur le relargage ; cela peut s'expliquer par la disparition de la couche de passivation (couche d'oxydes) très protectrice contre la corrosion, lors des procédures de polissage, qui doit ensuite se recréer.

- alliage nickel-chrome

Échantillon	52Cr	55Mn	56Fe	59Co	60Ni	98Mo	29Si
durée 7 jours							
10 brut	2.62	27.49	145.00	5.59	72.60	1.49	NQ
11 poli	3.77	79.14	184.90	2.32	783.50	5.90	64.03
12 poli miroir	5.24	60.05	167.40	2.16	741.80	6.77	8.16

Fig 60. ***Eléments relargués par l'échantillon de Ni-Cr, en ppb.***

Absence de béryllium. Mais on retrouve des traces de cobalt (2 à 6 ppb) or l'alliage n'en contient normalement pas. A nouveau, on suspecte une pollution de l'alliage ou de l'électrolyte.

Le polissage des échantillons de cet alliage nickel chrome a un effet globalement négatif sur le relargage ionique surtout s'il n'est pas poussé mais seulement intermédiaire.

A l'exception du cobalt pour lequel les valeurs diminuent (tout en restant proches et de toute façon excessivement basses), l'ensemble des valeurs augmente dans des proportions parfois importantes : le fer est globalement stable, le manganèse double, tandis que le nickel est multiplié pratiquement par 11. Cela peut s'expliquer par la disparition de la couche de passivation lors des procédures de polissage comme pour l'alliage chrome cobalt précédemment.

- titane

Échantillon	9Be	29Si	47Ti	52Cr	55Mn	56Fe	59Co	60Ni	98Mo
durée 7 jours									
13	NQ	90	0.14	1.53	1.58	183.20	0.56	2.46	NQ
14	NQ	163.30	0.03	1.53	1.83	195.00	0.95	1.70	NQ
15	NQ	NQ	NQ	0.140	1.79	178.10	0.93	1.66	NQ

Fig 61. ***Eléments relargués par l'échantillon de Ti-Cp, en ppb.***

On peut à nouveau suspecter une contamination de la solution électrolytique car la présence de chrome, de manganèse, de cobalt et de nickel n'a pas d'explication logique.

Le polissage semble sans effet particulier ou celui d'une très faible amélioration, mais les valeurs sont déjà remarquables pour le brut.

314 - Discussions et perspectives

Cette étude a permis de vérifier le comportement face à la corrosion en milieu salivaire artificiel simplifié des principaux alliages utilisés en prothèse odontologique. Il apparaît que l'alliage nickel chrome présente le moins bon comportement en solution et que les alliages dits « précieux » malgré leur excellent comportement relaté partout dans la littérature (et observé cliniquement), relarguent pourtant des éléments à activité biologique potentielle (cuivre et zinc).

Le polissage des pièces métalliques apparaît avoir un effet variable : indispensable pour les alliages nobles et « high-noble », neutre pour le titane, et même négatif de façon plutôt étonnante pour les alliages de base (« non précieux »).

Les résultats obtenus dans le cadre de cette étude sont intéressants, et proches de ceux décrits dans la littérature pour la plupart. Néanmoins, nous l'avons vu précédemment, certaines valeurs sont, de manière certaine, erronées : des éléments non constitutifs des alliages sont retrouvés (souvent sous forme de traces) dans la solution.

On peut expliquer ces artéfacts de plusieurs manières :

- Une pollution de l'alliage : possible lors de la coulée de l'alliage au laboratoire. La technique artisanale d'élaboration des pièces prothétiques ne permet pas d'écarter totalement les risques de contamination d'un alliage par des résidus d'un autre.
- Une pollution de l'électrolyte (solution de Ringer) semble également possible par deux mécanismes : étanchéité défectueuse des flacons en polypropylène (flacon

propre, ou du bouchon) ou effet « mémoire » des flacons qui ont été réutilisés (les flacons n'étaient pas neufs à chaque manipulation). En effet, les dosages au spectromètre ont montré que la solution salivaire préparée contenait des traces de zinc et du fer. D'autre part, le bain thermostaté constitué d'eau déminéralisée contient des quantités énormément élevées de plomb, cuivre, nickel et zinc. Ces éléments proviennent de la cuve (acier inoxydable), et surtout du plateau porte échantillons (la figure 49 montre que ce dernier est entièrement corrodé).

32 – Simulateur de mastication :

321 - Hypothèse et objectifs de travail

L'étude que nous avons précédemment décrite, ne portait que sur le comportement des matériaux prothétique en solution « statique ». Pour prévoir au mieux le comportement des matériaux en bouche, il faut recréer une situation la plus proche de celle du milieu buccal, incluant une composante chimique : la salive, et une composante mécanique : la mastication.

Cette étude tentera d'évaluer le comportement de différents matériaux utilisés en prothèse dentaire soumis à un flot continu de solution de salive artificielle dans une machine de simulation d'occlusion. Le but de cette étude est de quantifier les éléments relargués pour chaque matériau et d'analyser l'évolution de la surface sous une contrainte occlusale simulée.

Etude de la surface

Les échantillons sont observés au M.E.B. au grossissement 25X et 500X avant et après leur passage dans la machine d'usure afin de comparer leur état de surface.

Pesée de précision

Les échantillons sont méticuleusement séchés puis pesés à l'aide de balances de précision, avant et après le passage en simulateur de mastication.

Etude du relargage ionique en spectrométrie

Les solutions de salive artificielle qui ont irrigué les échantillons durant toute la durée de l'expérimentation, sont analysées au spectromètre de masse à source plasma afin de quantifier les éléments relargués, même ceux n'apparaissant qu'à l'état de traces.

322 - Matériels et méthode

3221 – Composition des matériaux testés

32211 – IPS E-max CAD (Ivoclar Vivadent®)

Il s'agit d'une vitro-céramique à base de disilicate de lithium. Elle est utilisée comme infrastructure de restauration céramo-céramique. Elle se présente sous la forme de blocs destinés à être usinés. Ils subissent un traitement thermique secondaire.

SiO2	Li_2O	K_2O	P_2O_5	ZrO_2	ZnO	oxydes	colorants
57-80	11-19	0-13	0-11	0-8	0-8	0-10	0-8

Fig 62. ***Composition standard des blocs, données fabriquant.***

Fig 63. ***Bloc d'e-max CAD, données fabriquant.***

32212 – In ceram alumina (Vita®)

C'est une céramique alumineuse (Al_2O_3) utilisée pour la confection d'armature de coiffes céramo-céramiques. Les pièces prothétiques sont réalisées par CFAO (blocs CEREC®). Les blocs sont pré-frittés, puis subissent une infiltration secondaire avec un verre coloré. La poudre seule est composée à 100% d'Al_2O_3. Dans sa forme infiltrée, on retrouve 75% d'Al_2O_3 et 25% de verre de lanthane (La).

32213 – Zircone usinée (Diadem®)

Pièces usinées, en oxyde de zirconium (ZrO_2).

32214 – Résine seule (Unifast trad GC®)

Résine acrylique pour la fabrication des dents provisoires. Sert de témoin, car cette résine a été utilisée pour enchâsser les échantillons de céramique.

Poudre	méthacrylate de méthyle et copolymère de méthacrylate d'éthyle
Liquide	monomère stabilisé de méthacrylate de méthyle (98), N,N-dimétyl-p-toluidine (1,6%)

Fig 64. ***Composition de la résine, données fabriquant.***

3222 – Elaboration des échantillons

32221 – Réalisation

Les échantillons ont été réalisés en respectant les données et conseils du fabriquant, soit au laboratoire de prothèse, soit usinés par le fabriquant, soit par nos soins. Ils mesurent 30/12/3 mm. Les pièces d'e-max CAD et d'In Ceram étant de taille inférieure, nous les avons enchâssées dans de la résine acrylique afin d'obtenir des échantillons de taille identique.

IPS e-max CAD	blocs e-max CAD fabriqués par Ivoclar®, usinés, enchâssés dans la résine
In ceram Alumina	blocs pour CEREC® préfrittés découpés, secondairement infiltrés par un verre au laboratoire, enchâssés dans la résine
Zircone	Diadem®, échantillons usinés par le fabriquant
Résine	coulés dans un moule en silicone calibré, par nos soins

Fig 65. ***Réalisation des échantillons.***

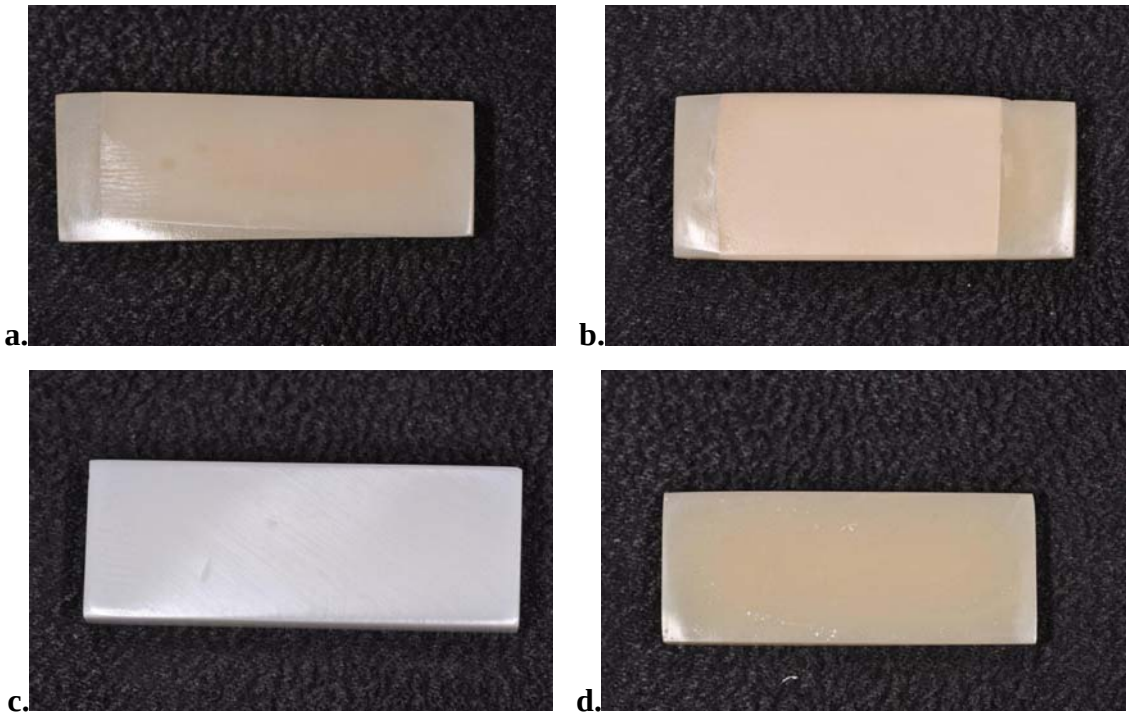

Fig 66. ***Photos des échantillons. IPS e-max CAD (a.), In ceram Alumina (b.), zircone (c.) et résine (d.).***

32222 – Polissage

Les deux pièces de chaque échantillon ont été polies avec du papier au carbure de silicium à granulométrie décroissante monté sur disque rotatif à 600 tours par minute, sous irrigation constante, Fig 67. Grades successivement utilisés : 120, 400, 800, 1200. Puis brillantage à l'aide de cupules et pâte diamantée de 1µm jusqu'à obtention d'un poli miroir.

Fig 67. ***Photo du polissage des échantillons.***

32223 – Nettoyage

Les échantillons sont tous nettoyés par immersion dans un bain d'eau déminéralisée soumis aux ultrasons durant 10 minutes.

3223 – Etude de l'état de surface au M.E.B.

Les échantillons obtenus sont observés au microscope électronique à balayage à 15 kV. Des images aux grossissements 25X et 500X sont réalisées.

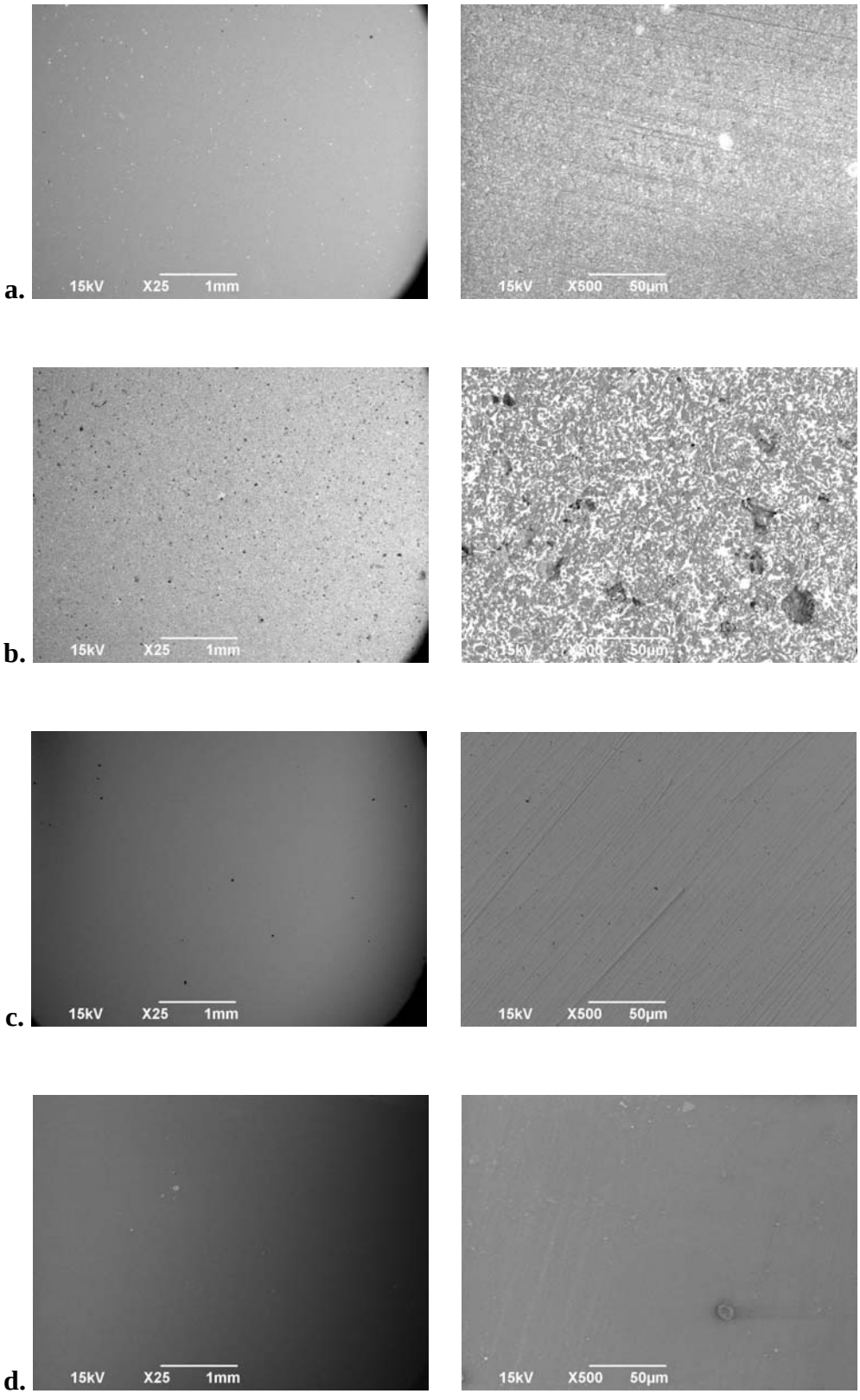

Fig 68. ***Vues au M.E.B. au grossissement 25X puis 500X des échantillons d'IPS e-max CAD (a.), d'In ceram Alumina (b.), de zircone (c.) et de résine (d.).***

3224 – Pesée de précision

Tous les échantillons sont pesés sur une balance de haute précision avant leur passage en simulateur d'occlusion afin d'évaluer leur perte de masse éventuelle.

	échantillon n°1	échantillon n°2
IPS e-max CAD	1,9546 g	2,1176 g
In ceram Alumina	2,5809 g	2,1063 g
Zircone	8,0467 g	8,0741 g
Résine	1,0772 g	0,8543 g

Fig 69. ***Masse des échantillons en grammes avant le passage en simulateur d'occlusion.***

3225 – Simulateur de mastication

32251 – Dispositif expérimental

Il s'agit d'une machine mise au point par M. CRAVOISY, professeur agrégé de mécanique, et par le Dr. ARCHIEN.

- Chaine cinématique :

Pour obtenir un mouvement d'indentation, un actionneur est nécessaire. Cet actionneur peut être linéaire (vérin pneumatique ou moteur, mais en double pour la biaxialité) ou rotatif (moteur). Pour des raisons économiques, mais aussi d'entretien, et de précision (jeu dans les systèmes utilisant des vérins guidés par une came), la solution linéaire d'un système à 4 barres est retenue :

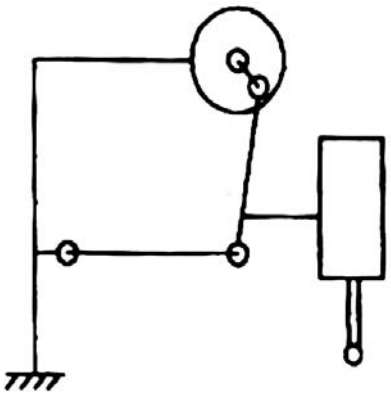

Fig 70. ***Schéma de la chaine cinématique.***

Ainsi, le mouvement exercé par l'indenteur sur son échantillon (choc vertical, glissement oblique, puis remontée) est très proche du mouvement intercuspidien lors de la mastication.

- Système d'indentation :

Il doit générer un contact sous charge constante (10 N), alimenté en air comprimé disponible sous 1 Bar. Le système doit également guider le porte bille pour la précision et reproductibilité de la localisation du contact. Aussi, le système d'indentation se compose d'un vérin (double effet utilisé en simple effet pour ne pas qu'un ressort de rappel vienne perturber la constance de l'effort), et d'une douille à bille pour le guidage du porte bille sans jeux radiaux.

- Programmateur :

Marche manuelle ou automatique, avec possibilité de création de cycles reproductibles d'abrasion et de repos alternés.

Les cycles sont déterminés pour simuler la mastication en conditions de pression, de température, et de contexte salivaire. Le vérin entraine une descente de la bille d'usure sur l'échantillon, exerce une pression de 10 N, et la chaine cinématique entraine un frottement horizontal, puis une remontée, le tout sous flux de salive artificielle, laissant une trace sur l'échantillon.

Les paramètres variables sont :

- le nombre de cycle, et les phases de repos
- la nature de l'indenteur (céramique ou émail naturel)
- la pression appliquée par l'indenteur (de 1 à 4 bars, 10 à 40N)
- le flux de salive artificielle
- la nature et la température de la solution de salive artificielle
- la nature de l'échantillon

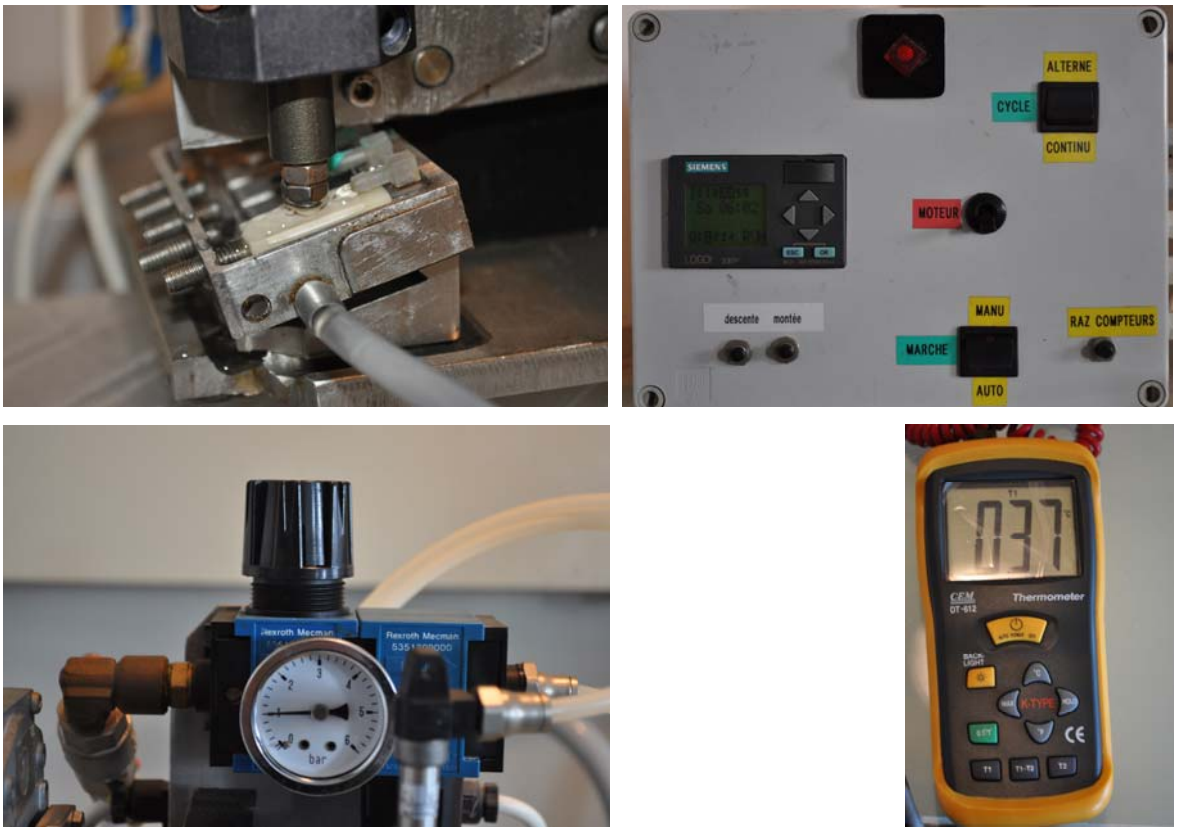

Fig 71. ***Vue en détail de l'indenteur, du programmateur, du manomètre et de la sonde de surveillance de température.***

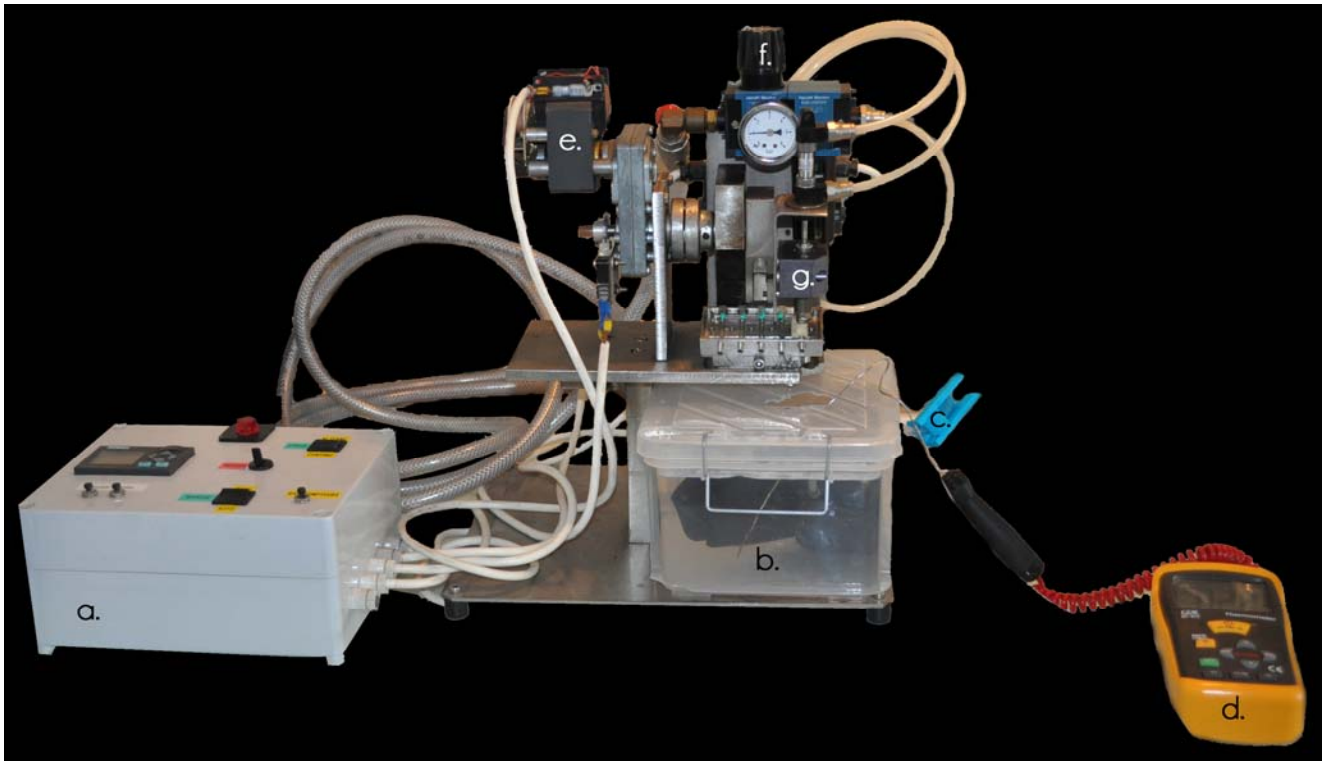

Fig 72. ***Vue d'ensemble du dispositif.***

- légende :

a. programmateur manuel

b. réservoir de salive artificielle, filtre, pompe et résistance chauffante thermostatée

c. vanne de contrôle du débit de solution

d. sonde de surveillance de la température

e. moteur électrique

f. manomètre de précision

g. système d'indentation

32252 – Salive artificielle

La solution retenue est la salive artificielle dite de Fusayama modifiée, sa composition est la suivante :

KCl	NaCl	$CaCl_2$, $2H_2O$	NaH_2PO_4, $2H_2O$	Na_2S, $9H_2O$	urée
0,4	0,4	0,906	0,690	0,005	1

Fig 73. ***Composition de la salive de Fusayama modifiée, en g/L.***

Afin de minimiser les erreurs de pesée et de préparer une quantité suffisante de solution, une solution mère concentrée 10 fois est préparée de la manière suivante :

- dans fiole jaugée d'1 litre on place :

4g de KCl, GPR Rectapur Prolabo® pureté supérieure à 99%
4g de NaCl, Ph. Eur. Prolabo® pureté supérieure à 99%
9,06g de $CaCl_2$, $2H_2O$, Sigma-Aldrich® pureté supérieure à 99%
6,9g de NaH_2PO_4, $2H_2O$, Sigma® pureté supérieure à 99%
0,05g de Na_2S, $9H_2O$, Sigma-Aldrich® pureté supérieure à 98%

On complète ensuite avec de l'eau permutée pour obtenir 1 litre de solution concentrée 10 fois. Les composants sont pesés à l'aide d'une balance de précision au dixième de milligramme.

Un des composants : le Na_2S, $9H_2O$, est sensible au contact de l'air ambiant et doit donc être prélevé et mélangé à la solution dans une « boite à gants » sous air sec. En prélevant 200mL de la solution mère que l'on place dans un contenant de 2L puis en complétant avec de l'eau permutée, on obtient la solution aux concentrations souhaitées. L'urée rend la solution instable dans le temps, il est donc nécessaire de l'ajouter au dernier moment, dans la solution finale (1g/L, Aldrich® pureté supérieure à 98%).

3226 – Protocole expérimental

Les paramètres choisis pour la réalisation de cette étude sont les suivants :

Le volume de salive artificielle, dont la composition a été décrite précédemment, est de 2 litres. Le bain étant maintenu à 37°C par une résistance chauffante, on observe une évaporation de solution. Cette évaporation ne concerne pas les électrolytes, il est donc nécessaire d'ajouter régulièrement de l'eau permutée, afin de ne pas modifier les concentrations des éléments en solution.

La pression appliquée à l'indenteur est de 1 bar soit 1,019716 Kg/Cm². L'indenteur choisi est une bille de zircone.

L'échantillon subira des cycles de 240 contacts puis 60 secondes de pause pendant 7 jours sous un flot continu de salive artificielle. Cette première manipulation concerne l'échantillon d'In ceram Alumina. Elle a débuté le lundi 6 septembre 2010 à 16h20 et sera stoppé le lundi 13 septembre à 16h19. Le même protocole sera appliqué aux autres échantillons.

L'échantillon, une fois le cycle déterminé achevé, sera désolidarisé de la piste d'usure. La trace fera l'objet d'une observation microscopique. On pourra ainsi qualifier l'état de surface, l'apparition de fissures, et quantifier la perte de volume. La microscopie électronique permettra d'observer le microrelief avec précision. Il sera ensuite minutieusement séché puis pesé dans les mêmes conditions qu'avant son passage sur la machine d'usure.

La solution de salive artificielle sera prélevée pour être analysée au spectromètre de masse à source plasma afin de quantifier les éléments relargués.

323 – Résultats

Les contraintes inhérentes à la mise en place du protocole expérimental ont retardé le lancement de la manipulation, et il ne nous a pas été possible d'obtenir les résultats de cette étude avant de devoir terminer ce travail.

Cependant, nous pouvons affirmer que le protocole est maintenant validé et que le banc d'essai mis en place est prêt à servir de base à de nombreuses expérimentations.

Ce travail nous a permis de découvrir le monde de la recherche scientifique, ses contraintes, et la rigueur de travail nécessaire à l'obtention de résultats exploitables.

324 – Discutions et perspectives

L'étude précédemment décrite portait sur des céramiques d'infrastructures, qui, en bouche, sont habituellement recouvertes par des matériaux cosmétiques. Ces matériaux ne sont donc pas en contact avec la salive et ne subissent pas de contraintes occlusales directes. Il serait intéressant lors d'une prochaine étude de recouvrir ces céramiques d'infrastructures d'une couche de céramique cosmétique (feldspathique).

On peut envisager la variation d'autres paramètres : modification des compositions des solutions de salives artificielles, variation du pH, usures croisées de différents matériaux entre eux, polymétallisme couplé à l'usure, incidence du niveau de polissage initial des échantillons, composition de l'indenteur : email naturel, alliage, autre céramique…

La machine d'usure et d'action salivaire offre un processus expérimental reproductible et exploitable dans différentes configurations. Elle reproduit in vitro un phénomène biologique complexe, avec un mouvement précis et en présence de salive artificielle. Elle permet une comparaison réaliste de matériaux, et une étude fiable de leur comportement en conditions choisies.

Conclusion

Les matériaux prothétiques dentaires, en plus d'exister en nombre important, sont en constante évolution. Les moteurs de cette évolution sont économiques, esthétiques et physiques. De plus, il n'existe pas de matériau parfait, il n'existe que des matériaux indiqués pour une situation clinique donnée.

L'abondance des matériaux prothétiques dentaires pousse la recherche à perpétuellement vérifier leur biocompatibilité et leurs performances. Les manipulations in vitro cherchent à modéliser la situation in vivo, mais la complexité du système buccal rend parfois difficile l'extrapolation des résultats. Il n'est pas possible de prévoir avec certitude le comportement d'un matériau, mais on peut comparer un matériau à un autre et ainsi évaluer les qualités de chacun.

Parce qu'il n'est pas actuellement possible de connaitre l'ensemble des effets biologiques de tous les matériaux prothétiques dentaires, les praticiens doivent s'en remettre aux connaissances des principes de biocompatibilité pour décider quel matériau ils vont utiliser. Cette décision n'est pas facile à prendre, et elle aura des conséquences financières, esthétiques, techniques… Dans beaucoup de cas, la décision est basée sur un compromis entre les risques biologiques possibles et les avantages cliniques connus. Parce que le relargage d'éléments aura toujours un effet toxique, allergique, ou mutagène, le praticien doit être au courant des propriétés de corrosion des matériaux qu'il utilise. En particulier, le praticien doit utiliser les matériaux qui relarguent le moins et connaitre la composition précise de chaque matériau qu'il utilise.

Bibliographie

AL-HITY R-R., KAPPERT H-F., VIENNOT S., DALARD F., GROSGOGEAT B.

Corrosion resistance measurements of dental alloys, are they correlated?

Dent. Mater., 2007, 23, 679-687

AMEER M-A., KHAMIS E., AL-MOTLAQ M.

Electrochemical behaviour of recasting Ni-Cr and Co-Cr non-precious dental alloys

Corros. Sci., 2004, 46, 2825-2836

AYAD M-F., VERMILYEA S-G., ROSENSTIEL S-F.

Corrosion behaviour of as-received and previously cast high noble alloy

J. Prosthet. Dent., 2008, 100, 1, 34-40

BEHLOULI A.

La corrosion des alliages dentaires en milieu buccal

Stratégie Prothétique, 2003, 3, 1, 19-27

BENTAHAR Z., BOURZGUI F., ZERTOUBI M., EL ADIOUI-JOUNDY S.

Dégradation électrochimique des matériaux métalliques utilisés en orthodontie

Int. Orthod., 2005, 3, 5-17

BERTHOD A., RANDON J.

Chimie analytique [en ligne]

Encyclopaedia Universalis, Paris, 2008.

Disponible sur : http://www.universalis-edu.com.bases-doc.nancy-universite.fr/article2.php?napp=25472&nref=C098004 (page consultée le 25.01.10)

BOLLA M., LEFORESTIER E., MULLER M., POUYSSEGUR V.

Structure des biomatériaux

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-063-A-10, 1997, 9p.

BOONEN G.

Mise au point d'une machine d'usure et d'action salivaire pour matériaux dentaires
Rapport de SIR, Nancy 1, 2009, 30f.

BROGNIEZ V., GRIMONSTER J., HONOREZ P., GUILLAUME J., CATALAN A., CONSTANLA A.

Corrosion d'une résine acrylique à usage dentaire par un peroxyde alcalin proposé pour son entretien
Cah. prothèse, 1989, 68, 42-48

BUMGARDNER J-D., LUCAS L-C.

Cellular response to metallic ions released from Nickel-Chromium dental alloys
J. Dent. Res., 1995, 74, 8, 1521-1527

CAI Z., VERMILYEA S-G., BRANTLEY W-A.

In vitro corrosion resistance of high-palladium dental casting alloys
Dent. Mater., 1999, 15, 202–210

CHEYLAN J-M., ARCHIEN C.

Biocompatibilité des matériaux, alliages et céramiques dentaires
Réal. Clin., 2005, 16, 2, 169-186

CISZEWSKI A., BARANIAK M., URBANEK-BRYCHCZYNSKA M.

Corrosion by galvanic coupling between amalgam and different chromium-based alloys
Dent. Mater., 2007, 23, 1256-1261

CONRAD H-J., SEONG W-J., PESUN I-J.

Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review
J. Prosthet. Dent., 2007, 98, 5, 289-404

CORSO Jr P-P., GERMAN R-M., SIMMONS Jr. H-D.

Corrosion evaluation of gold-based dental alloys
J. Dent. Res., 1985, 64, 854-859

DUFFO G-S., FARINA S-B.

Corrosion behaviour of a dental alloy in some beverage drinks

Mater. Chem. Phys., 2009, 115, 235-238

ELSHAHAWY W., WATANABE I., KOIKE M.

Elemental ion release from four different fixed prosthodontic materials

Dent. Mater., 2009, 25, 976–981

ENIAFE-EVEILLARD M.B., LODDE B., SAWICKI B., DEWITTE J-D.

Matériaux composites

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 16-541-B-30, 2009, 12p.

ESCLASSAN R., ESCLASSAN-NOIRRIT E., LACOSTE-FERRE M-H., GUYONNET J-J.

Prothèse adjointe partielle : occlusion, choix et montage des dents. Polymérisation des bases

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-310-F-10, 2004, 16p.

ESCLASSAN R., NOIRRIT E., CHAMPION J., GUYONNET J-J.

Mise en place des prothèses partielles amovibles

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-310-G-10, 2000, 6p.

FATHI M-H., SALEHI M., SAATCHI A., MORTAZAVI V., MOOSAVI S-B.

In vitro corrosion behaviour of bioceramic, metallic, and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants

Dent. Mater., 2003, 19, 188-198

FERRARI J-L., SADOUN M.

Classification des céramiques dentaires

Cah. prothèse, 1995, 89, 17-25

FERRARI J-L., SADOUN M.,

Céramiques dentaires

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie-stomatologie II, 23-065-G10, 1995, 9 p.

GAL J-Y., FOVET Y., ABID-YADZI M.

About a synthetic saliva for in vitro studies

Talanta, 2001, 53, 1103-1115

GARGOURI I., FANTONI S., MASMOUDI M.L., GHARBI R., FRIMAT P.

Allergènes en milieu de soins : étiologie, épidémiologie et manifestations cliniques

Rev. fr. allergol. immunol. clin., 2002, 42, 172-192

GAZHAL M., JURGEN H., MATTHIAS K.

Wear of feldspathic ceramic, nanofilled composite resin and acrilyc resin artificial teeth when opposed to different antagonist

Eur. J. Oral. Sci., 2008, 116, 585-592

GELIN S., NIOT J.

La corrosion des alliages dentaires

Affiche de l'IUT de chimie de Besançon, 2006

GERAUT C., TRIPODI D.

Dermatoses professionnelles

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Toxicologie-pathologie professionnelle, 16-533-A-10, 2006, 30p.

GEURTSEN W.

Biocompatibility of dental casting alloys

Crit. rev. oral biol. med., 2002, 13, 1, 71-84

GIVAN D-A.

Precious metal in dentistry

Dent. Clin. North Am., 2007, 51, 591-601

GOLDBERG M., KLEINFINGER S., GUYONNET J-J.

Les alliages dentaires

Dossier ADF, Paris, 2004, 63 p.

GREGOIRE G., POPULER P., MAGNE S., GUYONNET J-J.

Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-063-G-15, 2008, 12p.

GUILHERME A-S., HENRIQUES G-E-P., ZAVANELLI R-A., MESQUITA M-F.

Surface roughness and fatigue performance of commercially pure titanium and Ti-Al-4V alloy after different polishing protocols

J. Prosthet. Dent., 2005, 93, 4, 378-385

GUINNEPAIN M-T., KUFFER R.

Allergie en stomatologie

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Stomatologie, 22-050-M-10, 1998, 12p.

GUYONNET J-J., CHAMPION J., ESCLASSAN R.

Prothèse partielle adjointe

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-310-A-10, 2000, 3p.

GUYONNET J-J., ESCLASSAN R., GREGOIRE G.

Electrogalvanisme buccal

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-063-D-10, 2008, 10p.

GUYONNET J-J., GREGOIRE G., CHAMPION S., CHAMPION J., JONIOT B.

Notions fondamentales sur le travail des métaux

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-646-A-10, 1992, 15p.

GUYONNET J-J., GREGOIRE G., JONIOT-CHAMPION S., SADEGHI J.

Electrogalvanisme buccal et sa pathologie

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-063-D-10, 1993, 6p.

HEINTZE S-D.

How to qualify and validate wear simulation devices and methods

Dent. Mater., 2006, 22, 712-734

HEINTZE S-D., CAVALLERI A., FORJANIC M., ZELLWEGER G., ROUSSON V.

A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials

Dent. Mater., 2006, 22, 1051-1062

HEINTZE S-D., CAVALLERI A., FORJANIC M., ZELLWEGER G., ROUSSON V.

Wear of ceramic and antagonist – A systematic evaluation of influencing factors in vitro

Dent. Mater., 2008, 24, 433-449

HEINTZE S-D., ZAPPINI G., ROUSSON V.

Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators – Results of a round robin test
Dent. Mater., 2005, 21, 304-317

HORASAWA N., MAREK M.

The effect of recasting on corrosion of silver-palladium alloy
Dent. Mater., 2004, 20, 352-357

HUANG H-H.

Surface characterization of passive film on Ni-Cr-based dental casting alloys
Biomaterials, 2003, 24, 1575-1582

JAKOVAC M., ZIVKO-BABIC J., CURKOVIC L., AURER A.

Measurement of ion evolution from dental ceramics
J. Eur. Ceram. soc., 2006, 26, 1695-1700

KELLY J-R.

Dental ceramics : current thinking and trends
Dent. Clin. North Am., 2004, 48, 513-530

KUPHASUK C., OSHIDA Y., ANDRES C-J., HOVIJITRA S-T., BARCO M-T., BROWN D-T.

Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys
J. Prosthet. Dent., 2001, 85, 2, 195-202

LAMBRECHTS P., DEBELS E., VAN LANDUYT K., PEUMANS M., VAN MEERBEEK B.

How to simulate wear? Overview of existing methods
Dent. Mater., 2006, 22, 693-701

LAMBRECHTS P., GOOVAERTS D., BHARADWAJ D., De MUNCK J., BERGMANS L., PEUMANS M., Van MEERBEEK B.

Degradation of tooth structure and restorative materials : A review
Wear, 2006, 261, 980-986

LASSERRE J-F., PHAM VAN VIET, CHEVALLIER J-M.

Restaurations céramiques du secteur antérieur : évolution et révolution dans les concepts.
Stratégie Prothétique, 2005, 5, 4, 247-260

LASSILA L-V-J., VALLITTU P-K.

Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt-chromium dental alloy
J. Prosthet. Dent., 1998, 80, 6, 708-713

LAURENT F., GROSGOGEAT B., RECLARU L., DALARD F., LISSAC M.

Comparison of corrosion behaviour in presence of oral bacteria
Biomaterials, 2001, 22, 2273-2282

LE BARS P., AMOURIQ Y., BODIC ., GLUMELLI B.

Réactions tissulaires au port des appareils de prothèse dentaire amovible partielle ou totale
Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-325-P-10, 2002, 10p.

LIN H-Y., BOWERS B., WOLAN J-T., CAI Z., BUMGARDNER J-D

Metallurgical, surface, and corrosion analysis of Ni-Cr dental casting alloys before and after porcelain firing
Dent. Mater., 2008, 24, 378-385

LOPEZ-ALIAS J-F., MARTINEZ-GOMIS J, ANGLADA J-M., PERAIRE M.

Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system: Nutritional and toxicological implications
Dent. Mater., 2006, 22, 832–837

LUTHY H., MARINELLO C-P., RECLARU L., SCHARER P.

Corrosion consideration in the brazing repair of cobalt-based partial dentures
J. Prosthet. Dent., 1996, 75, 5, 515-524

MANARANCHE C., HORNBERGER H.

A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion
Dent. Mater., 2007, 23, 1428-1437

MARTIN N.

Attaque des céramiques dentaires par la salive artificielle, 34f.
Rapport de microthèse ENSIC, Nancy 1, 1996

Mastication (1975 ; University of Bristol) :

Proceeding of a symposium on the clinical and physiological aspects of mastication held at the Medical School
Bristol : J. Wright, 1976, 291p.

MATKOVIC T., SLOKAR L., MATKOVIC P.

Structure and properties of biomedical Co-Cr-Ti alloys
J. alloys compd., 2006, 407, 294-298

MESSER R., LOCKWOOD P-E., WATAHA J-C., LEWIS J-B., NORRIS S., BOUILLAGUET S.

In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics
J. Prosthet. Dent., 2003, 90, 5, 452-458

MESSER R-L-W., LUCAS L-C.

Cytotoxicity of nickel-chromium alloys : bulk alloys compared to multiple ion salt solutions
Dent. Mater., 2000, 16, 207-212

MEYER J-M.

Dégradation des biomatériaux
Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, Université de Genève, Cours de biomatériaux du 02.11.2007, 58p.

MEYER J-M., DEGRANGE M.

Alliages nickel-chrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire
Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-T-10, 1992, 21p.

MILLEDING P., CARLEN A., WENNEBERG A., KARLSSON S.

Protein characterisation of salivary and plasma biofilms formed in vitro on non-corroded and corroded dental ceramic materials
Biomaterials,2001, 22, 2545-2555

MILLEDING P., WENNERBERG A., ALAEDDIN S., KARLSSON S., SIMON E.

Surface corrosion of dental ceramics in vitro

Biomaterials, 1999, 20, 733-746

MILPIED-HOMSI B.

Pathologie allergique de la muqueuse buccale

Rev. fr. allergol. immunol. clin., 2004, 44, 76-78

MONCHANIN S., VIENNOT S., ALLARD Y., MALQUARTI G.

Réalisation au laboratoire de prothèses fixées céramo-métalliques

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-380-C-10, 2008, 14p.

MORIN A., LOPEZ I., COEURIOT J-L., MILLET P.

Dents artificielles et prothèse amovible

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-067-A-10, 2005, 12p.

MOULIN P., SOFFER E., DOUKHAN J-Y.

Alliages précieux en odontologie

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-P-10, 2002, 8p.

NELSON S-K., WATAHA J-C., LOCKWOOD P-E.

Accelerated toxicity testing of casting alloys and reduction of intraoral release of elements

J. Prosthet. Dent., 1999, 81, 6, 715-720

NIZARD P., BIZOT., SEDEL L., KERBOULL L.

Biomatériaux orthopédiques

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Techniques chirurgicales-orthopédie-traumatologie, 44-003, 1996, 31p.

OGOLNIK R., PICARD B., DENRY I.

Cahiers de biomatériaux dentaires : 1. Matériaux minéraux

Paris, Masson, 1992, 96p.

OGOLNIK R., PICARD B., DENRY I.

Cahiers de biomatériaux dentaires : 2. Matériaux organiques

Paris, Masson, 1992, 106p.

OSHIDA Y., SELLERS C-B., MIRZA K., FARZIN-NIA F.

Corrosion of dental metallic materials by dental treatment agents

Materials science and engineering C, 2005, 25, 343-348

PERNOT S.

Banc d'usure pour matériaux dentaires

Mémoire BTS CPI, EPINAL, 1995.

PERSSON-SJOGREN S., SJOGREN G.

Effects of dental materials on insulin release from isolated islets of Langerhans

Dent. Mater., 2002, 18, 20-25

RECLARU L., LÜTHY H., ESCHLER P-Y., BLATTER A., SUSZ C.

Corrosion behaviour of cobalt-chromium dental alloys doped with precious metal

Biomaterials, 2005, 26, 4538-4365

RECLARU L., MEYER J-M.

Zonal coulometric analysis of the corrosion resistance of dental alloys

J. Dent., 1995, 23, 5, 301-311

RICARD F.

Attaque des céramiques dentaires par la salive artificielle, 45f.

Rapport de microthèse ENSIC, Nancy 1, 1997

ROACH M.

Base metal alloys used for dental restorations and implants

Dent. clin. North Am., 2007, 51, 603-627

ROBERT M.

Comportement des matériaux cosmétiques céramiques et composites dans le milieu salivaire : étude expérimentale 155f.

Th. Chir. Dent. Nancy-1, 2000, n° 28

ROCHER P., GUYONNET J-J., GREGOIRE G.

Travail des alliages dentaires

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-360-A-10, 2004, 28p.

SAINT-PIERRE F.

Prothèses dentaires à infrastructure céramique [en ligne]

Haute Autorité de Santé, service évaluation des actes professionnels (2007, 44p.). Disponible en téléchargement sur : <http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_630241/prothèses-dentaires-a-infrastructure-ceramique<(page consultée le 25.01.2010)

SARKAR N-K., FUYS Jr. R-A., STANFORD J-W.

The chloride corrosion of low-gold casting alloys

J. Dent. Res., 1979, 58, 568-575

SCHIFF N., GROSGOGEAT B., LISSAC M., DALARD F.

Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys

Biomaterials, 2002, 23, 1995-2002

SCHMALZ G., GARHAMMER P.

Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues

Dent. Mater., 2002, 18, 396-406

SCHMALZ G., LANGER H., SCHWEIKL H.

Cytotoxicity of dental alloy extracts and corresponding metal salt solutions

J. Dent. Res., 1998, 77, 10, 1772-1778

SETCOS J-C., BABAEI-MAHAMANI A., Di SILVIO L., MJÖR I-A., WILSON N H-F.

The safety of nickel containing dental alloys

Dent. Mater., 2006, 22, 1163-1168

SJÖGREN G., SLETTEN G., DAHL J-E.

Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT tests

J. Prosthet. Dent., 2000, 84, 2, 229-236

SOURDOT A.

La corrosion du titane en milieu buccal, 142f.

Th. Chir. Dent. Nancy-1, 2007, 22-03

STROBER T., HENNINGER M., SCHMITTER M., PRITSCH M., RAMMELSBERG P.

Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers
J. Prosthet. Dent., 2010, 103, 2, 108-117

SUN D., MONAGHAN P., BRANTLEY W-A., JOHNSTON W-M.

Potantiodynamic polarization study of the in vitro corrosion behaviour of 3 high palladium alloys and a gold-palladium alloy in 5 media
J. Prosthet. Dent., 2002, 87, 1, 86-93

SYVERUD M., DAHL J-E., HERO H., MORISBAK E.

Corrosion and biocompatibility testing of palladium alloy castings
Dent. Mater., 2001, 17, 7-13

TOUMELIN-CHEMLA F.

Propriétés électrochimiques des alliages métalliques utilisés en odontologie
Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-063-C-10, 1998, 7p.

TOUMELIN-CHEMLA F., ROUELLE F.

Contribution des méthodes électrochimiques dans l'analyse des phénomènes de corrosion
J. new. mater. electrochem. syst., 2006, 9, 239-248

TUNA S-H., ÖZCICEK PEKMEZ N., KEYF F., CANLI F.

The influence of the pure metal components of four different casting alloys on the electrochemical properties of the alloys
Dent. Mater., 2009, 25, 1096–1103

UNGER F., HOORNAERT A.

Alliages précieux en odontologie
Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-P-10, 1995, 17p.

UPADHYAY D., PANCHAL M-A., DUBEY R-S., SRIVASTAVA V-K.

Corrosion of alloys used in dentistry: a review
Materials science and engineering A, 2006, 432, 1-11

VIENNOT S., DALARD F., MALQUARTI G., GROSGOGEAT B.

Combination fixed and removable prostheses using a CoCr alloy: A clinical report

J. Prosthet. Dent., 2006, 96, 2, 100-103

VIENNOT S., LISSAC M., MALQUARTI G., DALARD F., GROSGOGEAT B.

Influence of casting procedures on the corrosion resistance of clinical dental alloys containing palladium

Acta biomaterialia, 2006, 2, 321-330

VIENNOT S., MALQUARTI G., ALLARD Y., PIREL C.

Différents types de bridges

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-270-A-20, 2005, 34p.

VREVEN J., RASKIN A., SABBAGH J., VERMEERSCH G., LELOUP G.

Résines composites

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-E-10, 2005, 21p.

WALTER A.

Comportement in vitro des céramiques dentaires dans le milieu salivaire, 127f.

Th. Chir. Dent., Nancy-1, 2008

WATAHA J-C.

Biocompatibility of dental casting alloys : a review

J. Prosthet. Dent., 2000, 83, 2, 223-234

WATAHA J-C.

Alloys for prosthodontic restorations

J. Prosthet. Dent., 2002, 87, 4, 351-363

WATAHA J-C.

Principles of biocompatibility for dental practitioners

J. Prosthet. Dent., 2001, 86, 2, 203-209

WATAHA J-C., LOCKWOOD P-E.

Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months

Dent. Mater., 1998, 14, 158-163

WATAHA J-C., LOCKWOOD P-E., KHAJOTIA S-S., TURNER R.

Effect of pH on element release from dental casting alloys

J. Prosthet. Dent., 1998, 80, 6, 691-698

WATAHA J-C., MESSER R-L.

Casting alloys

Dent. clin. North Am., 2004, 48, 499-512

WRIGHT D-C., GERMAN R-M., GALLANT R-F.

Materials Science : copper and silver corrosion activity in crown and bridge alloys

J. Dent. Res., 1981, 60, 809-814

WYLIE C-M., SHELTON R-M., FLEMING G-J.P., DAVENPORT A-J.

Corrosion of nickel-based dental casting alloys

Dent. Mater., 2007, 23, 714-723

ZERBID C., POUJADE J-M., SERRE D.

Céramiques dentaires

Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-G-10, 2004, 17p.

ZIVKO-BABIC J., LISJAK D., CURKOVIC L., JAKOVAC M.

Estimation of chemical resistance of dental ceramics by neural network

Dent. Mater., 2008, 24, 18-27

Table des illustrations

Fig 1. ***Structure des céramiques : représentation d'une chaine alumino-silicique. D'après [OGOLNIK, 1992]***

Fig 2. ***Composition minéralogique d'une céramique. D'après [POUJADE, 2004]***

Fig 3. ***Classification des céramiques suivant leur intervalle de fusion. D'après [POUJADE, 2004]***

Fig 4. ***Céramiques dentaires, d'après [LASSERRE, 2005] modifié par le Dr. DE MARCH.***

Fig 5. ***Les céramiques avec support métallique. D'après [FERRARI 1995]***

Fig 6. ***Bloc Empress® pour usinage, société Ivoclar Vivadent***

Fig 7. ***Les céramiques sans support métallique. D'après [FERRARI 1995]***

Fig 8. ***Propriétés mécaniques des céramiques conventionnelles, de l'émail et de la dentine. D'après [POUJADE 2004].***

Fig 9. ***Principales valeurs de relargage ionique (µg/cm²) en fonction de l'échantillon, d'après [JAKOVAC, 2006].***

Fig 10. ***Relargage ionique en µg/cm², selon [ELSAHAWY, 2009].***

Fig 11. ***Acide méthacrylique et polymérisation du polyméthacrylate de méthyle par chauffage, d'après [MORIN, 2005].***

Fig 12. ***Sigles de la classification ADA, selon [WATAHA, 2004].***

Fig 13. ***Classification des alliages en fonction de leurs propriétés physiques, selon [WATAHA, 2004].***

Fig 14. ***Composition des principaux alliages « high-noble » et « noble », selon [GIVAN, 2007].***

Fig 15. ***Propriétés mécaniques des alliages dentaires précieux, selon [MOULIN, 2002].***

Fig 16. ***Propriétés physiques des alliages nobles, selon [MOULIN, 2002].***

Fig 17. ***Propriétés principales des alliages « high-noble », selon [WATAHA, 2004].***

Fig 18. ***Propriétés principales des alliages nobles, selon [WATAHA, 2004].***

Fig 19. ***Corrosion des alliages dentaires, système de classification, selon [MANARANCHE, 2007].***

Fig 20. ***Compositions chimiques générales des alliages non nobles, selon [CHEYLAN, 2005].***

Fig 21. ***Composition chimique du titane « commercialement pur »,en pourcentage massique, selon la norme DIN 17850.***

Fig 22. ***Structure hexagonale compacte.***

Fig 23. ***Structure cubique centrée.***

Fig 24. ***Propriétés mécaniques du titane commercialement pur.***

Fig 25. ***Propriétés mécaniques du titane allié (Ti-6Al-4V).***

Fig 26. ***Variation de la contrainte maximum en fonction du nombre de cycle.***

Fig 27. ***Schéma d'une corrosion uniforme, selon [UPADHYAY, 2006].***

Fig 28. ***Schéma d'une corrosion par couplage galvanique entre un alliage noble, à droite et un alliage non noble, à gauche, selon [UPADHYAY, 2006].***

Fig 29. ***Schéma d'une corrosion par piqure, selon [UPADHYAY, 2006].***

Fig 30. ***Schéma d'une corrosion intergranulaire, selon [UPADHYAY, 2006].***

Fig 31. ***Schéma d'une corrosion sous contrainte, selon [UPADHYAY, 2006].***

Fig 32. ***Schéma d'une corrosion par crevasse, selon [UPADHYAY, 2006].***

Fig 33. ***Relargage d'éléments depuis des alliages, en µg/cm², selon [JAKOVAC, 2006].***

Fig 34. ***Relargage d'éléments depuis des céramiques, en µg/cm², [JAKOVAC, 2006].***

Fig 35. ***Estimation de la dose journalière ingérée, selon [WATAHA, 2000].***

Fig 36. ***Composition de la salive naturelle et de deux salives artificielles, en mmol/L, selon [SOURDOT, 2007], [GAL, 2001].***

Fig 37. ***Exemple de modification de l'état de surface visible à l'œil, selon [MEYER, 2007]***

Fig 38. ***Exemple de vue de l'état de surface d'une céramique avant et après attaque, au MEB, selon [MILLEDING, 1999].***

Fig 39. ***Exemple de courbe de résultat d'une XPS sur alliage de Ni-Cr avant et après cuisson de la céramique, selon [LIN, 2008].***

Fig 40. ***Exemple de courbe de résultat d'une XRD sur un alliage de Ni-Cr, selon [LIN, 2008].***

Fig 41. ***Exemple d'image obtenue par profilométrie laser, selon [MILLEDING, 1999].***

Fig 42. ***Schéma d'un spectromètre d'émission à plasma, utilisé par [RICARD, 1997].***

Fig 43. ***Courbes de potentiels de repos en fonction du temps. L'allure de la courbe correspond au comportement électrochimique.***

Fig 44. ***Potentiel normal pour quelques métaux, selon [MEYER, 2007].***

Fig 45. ***Evolution du potentiel de repos en fonction du temps pour 8 alliages testés pendant 24h, selon [AL-HITY, 2007].***

Fig 46. ***Trajet du dentalé lors d'un cycle masticatoire examiné dans le plan frontal à gauche, dans le plan sagittal à droite. [Mastication, 1976]***

Fig 47. ***Exemple d'image obtenue par scannage 3D, d'après HEINTZE et Al. en 2006.***

Fig 48. ***Composition des alliages étudiés en pourcentage massique, données fournies par les fabricants.***

Fig 49. ***Photo du flacon et du plateau.***

Fig 50. ***Vue d'ensemble du dispositif.***

Fig 51. ***Composition de la solution de Ringer.***

Fig 52. ***Vue au M.E.B. des échantillons d'Au-Pd polis miroir avant et après le passage en solution.***

Fig 53. ***Vue au M.E.B. des échantillons d'Au-Pt polis miroir avant et après le passage en solution.***

Fig 54. ***Vue au M.E.B. des échantillons de Cr-Co polis miroir avant et après le passage en solution.***

Fig 55. ***Vue au M.E.B. des échantillons de Ni-Cr polis miroir avant et après le passage en solution.***

Fig 56. ***Vue au M.E.B. des échantillons de Ti-cp polis miroir avant et après le passage en solution.***

Fig 57. ***Eléments relargués par l'échantillon d'Au-Pd, en ppb (partie par billion).***

Fig 58. ***Eléments relargués par l'échantillon d'Au-Pt, en ppb.***

Fig 59. ***Eléments relargués par l'échantillon de Cr-Co, en ppb.***

Fig 60. ***Eléments relargués par l'échantillon de Ni-Cr, en ppb.***

Fig 61. ***Eléments relargués par l'échantillon de Ti-Cp, en ppb.***

Fig 62. ***Composition standard des blocs, données fabriquant.***

Fig 63. ***Bloc d'e-max CAD, données fabriquant.***

Fig 64. ***Composition de la résine, données fabriquant.***

Fig 65. ***Réalisation des échantillons.***

Fig 66. ***Photos des échantillons. IPS e-max CAD (a.), In ceram Alumina (b.), zircone (c.) et résine (d.).***

Fig 67. ***Photo du polissage des échantillons.***

Fig 68. ***Vues au M.E.B. au grossissement 25X puis 500X des échantillons d'IPS e-max CAD (a.), d'In ceram Alumina (b.), de zircone (c.) et de résine (d.).***

Fig 69. ***Masse des échantillons en grammes avant le passage en simulateur d'occlusion.***

Fig 70. ***Schéma de la chaine cinématique.***

Fig 71. ***Vue en détail de l'indenteur, du programmateur, du manomètre et de la sonde de surveillance de température.***

Fig 72. ***Vue d'ensemble du dispositif.***

Fig 73. ***Composition de la salive de Fusayama modifiée, en g/L.***

Table des matières

Introduction **8**

1 - LES MATERIAUX PROTHETIQUES DENTAIRES **9**

11 - Les céramiques **9**

111 – Définitions **9**

112 – Composition et classification **11**

1121 – Historique 11

1122 – Composition 11

1123 – Classifications 12

11231 – Traditionnelle 12

11232 – En fonction de la nature chimique du matériau 13

e) Les céramiques feldspathiques 13

f) Les céramiques alumineuses 13

g) Les vitrocéramiques 14

h) Les matériaux en évolution 14

11233 – En fonction du procédé de mise en forme 15

a) Avec support métallique 15

b) Sans support métallique 17

113 – Rôle des constituants **19**

114 – Propriétés physiques et mécaniques **20**

1141 – Propriétés physiques 20

1142 – Propriétés mécaniques 21

1143 – Facteurs influençant la résistance *22*

115 – Dégradation **23**

116 – Biocompatibilité, toxicité, allergie **25**

117 – Normes **27**

118 – Exemples commerciaux **28**

12 – Les résines acryliques **28**

121 – Définitions **28**
122 – Composition, rôle des constituants **29**
1221 – Liquide *29*
1222 – Poudre *29*
123 – Polymérisation **30**
124 – Propriétés mécaniques et physiques **31**
1241 – Mécaniques *31*
1242 – Physiques *32*
125 – Dégradation **33**
126 – Biocompatibilité, toxicité, allergie **33**
1261 – Mécanismes de l'allergie *33*
1262 – Risques pour le patient *35*
1263 – Risques pour le personnel *37*
127 – Normes **38**
128 – Exemples commerciaux **39**

13 - Les matériaux métalliques **39**

131 - Alliages nobles **40**
1311 – Composition et classification *40*
1312 – Rôle des constituants *43*
1313 – Propriétés physiques et mécaniques *45*
1314 – Aptitude à la liaison céramo-métallique selon le type d'alliage *47*
1315 – Corrosion *48*
1316 – Biocompatibilité, toxicité, allergie *50*
132 - Alliages non nobles **51**
1321 – Composition et classification *51*
1322 – Rôle des constituants *54*
1323 – Propriétés physiques et mécaniques des alliages

Ni-Cr et Co-Cr *55*
1324 – Aptitude à la liaison céramo-métallique *57*
1325 – Corrosion *58*
1326 – Biocompatibilité, toxicité, allergie *59*
133 - Titane et ses alliages **60**
1331 – Composition et classification *61*
1332 – Rôle des constituants *63*
1333 – Propriétés physiques et mécaniques *64*
1334 – Corrosion *65*
1335 – Biocompatibilité, toxicité, allergies *66*
1336 – Mise en œuvre *67*
1337 – Aptitude à la liaison céramo métallique *68*
134 – Normes **68**
135 – Exemples commerciaux **69**

2 - DEGRADATION DES MATERIAUX DANS LE MILIEU BUCCAL 70

21 – Formes de dégradations **70**

211 – Fatigue **70**
2111 – Définition – Généralités *71*
2112 – Cas des céramiques *72*
2113 – Cas des alliages *72*
2114 – Exemples de tests *72*
212 – Corrosion **73**
2121 – Définitions *73*
2122 – Uniforme *73*
2123 – Couplage galvanique *74*
2124 – Par piqûre *75*
2125 – Par aération différentielle *75*
2126 – Intergranulaire *75*

2127 – Sélective *76*
2128 – Erosion *76*
2129 – Sous contrainte *77*
21210 – Par crevasse *77*
213 – Usure **78**
214 – Conséquences **79**
2141 – Altérations fonctionnelles *79*
2142 – Structurelles *79*
2143 – Effets biologiques *80*

22 – Influences du milieu **82**

221 – Facteurs intrinsèques **82**
2211 – Influence de la composition *82*
2212 – Influence de l'état de surface *83*
222 – Facteurs extrinsèques **85**
2221 – Influence de la salive *85*
2222 – Influence des forces masticatoires *86*
2223 – Influence du pH *87*
2224 – Influence du fluor *87*
2225 – Influence de la flore bactérienne *88*
2226 – Autres *88*

23 – Moyens d'évaluation de la résistance des matériaux **89**

231 – Etude de l'état de surface **89**
2311 – Evaluation du ternissement *89*
2312 – Observation au M.E.B. *90*
2313 – XRD et XPS *92*
2314 – Laser *93*
232 – Etude du relargage ionique **94**
2321 – Méthodes spectroscopiques *94*
2322 – Techniques gravimétriques *97*
233 – Etudes électrochimiques **97**

2331 – Mesure du potentiel de repos *98*
2332 – Courbes intensité potentiel *100*
234 – Tests d'usure **101**
2341 – Notions élémentaires *101*
23411 – Usure de deux corps *(two-body abrasion)* 101
23412 – Usure de trois corps *(three-body abrasion)* 102
23413 – Usure par fatigue 102
23414 – Usure tribochimique 103
23415 – Usure adhésive 103
2342 – Cinétique de la mastication *103*
23421 – Force 104
23422 – Mouvement 104
23423 – Distance 105
23424 – Temps de contact 105
23425 – Mouvement de glissement 105
23426 – Nettoyage 105
2343 – Quelques machines d'usure *106*
2344 – Exploitation des résultats *107*
235 – Normes **108**

3 – EXPERIMENTATION **110**

31 – En immersion **110**

311 – Hypothèse et objectifs de travail **110**
312 - Matériels et méthode **111**
3121 – Composition des alliages utilisés 112
3122 – Elaboration des échantillons 112
31221 – Réalisation des échantillons coulés *112*
31222 – Polissage *113*
31223 – Traitement et nettoyage *113*

3123 – Etude métallographique au M.E.B. 113

3124 – Attaque salivaire des échantillons 114

31241 – Dispositif expérimental *114*

31242 – Solution d'attaque *116*

31243 – Principe de fonctionnement du spectrophotomètre de masse à source plasma *116*

31244 – Analyse des éléments relargués *117*

313 – Résultats **118**

3131 – Etude métallographique 118

3132 – Etude en spectrométrie de masse après 7 jours 122

314 - Discussions et perspectives **125**

32 – Simulateur de mastication **126**

321 - Hypothèse et objectifs de travail **126**

322 - Matériels et méthode **127**

3221 – Composition des matériaux testés 127

32211 – E-max CAD (Ivoclar Vivadent®) *127*

32212 – In ceram alumina (Vita®) *128*

32213 – Zircone diadem usinée (Diadem®) *128*

32214 – Résine seule (Unifast trad GC®) *129*

3222 – Elaboration des échantillons 129

32221 – Réalisation *129*

32222 – Polissage *130*

32223 – Nettoyage *131*

3223 – Etude de l'état de surface au M.E.B. 131

3224 – Pesée de précision 133

3225 – Simulateur de mastication 133

32251 – Dispositif expérimental 133

32252 – Salive artificielle *136*

3226 – Protocole expérimental 138

323 – Résultats **139**

324 – Discussions et perspectives **139**

Conclusion **140**

Bibliographie **142**

Table des illustrations **156**

Table des matières **160**

COMPAIN Pierre – **Comportement des matériaux prothétiques dentaires en solution saline – approche expérimentale**

Nancy 2010 : 169 p. : 73 ill. : 115 réf.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy-I : 2010

MOTS CLES : matériaux, prothèse, corrosion, relargage, usure, allergie.

COMPAIN Pierre – **Comportement des matériaux prothétiques dentaires en solution saline – approche expérimentale**

Th. : Chir.-Dent. : Nancy-I : 2010

Les matériaux prothétiques dentaires, en plus d'exister en nombre important, sont en constante évolution. Les moteurs de cette évolution sont économiques, esthétiques et physiques. De plus, il n'existe pas de matériau parfait, il n'existe que des matériaux indiqués pour une situation clinique donnée.

L'abondance des matériaux prothétiques dentaires pousse la recherche à perpétuellement vérifier leur biocompatibilité et leurs performances. Les manipulations in vitro cherchent à modéliser la situation in vivo, mais la complexité du système buccal rend parfois difficile l'extrapolation des résultats. Il n'est pas possible de prévoir avec certitude le comportement d'un matériau, mais on peut comparer un matériau à un autre et ainsi évaluer les qualités de chacun.

JURY :

Monsieur J.-P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
Monsieur C. ARCHIEN	Maître de Conférences	Co-Directeur
Madame J. BEMER	Assistante Hospitalier-Universitaire	Juge
Monsieur M. HELFER	Attaché Hospitalier-Universitaire	Directeur

Adresse de l'auteur : Pierre COMPAIN
33 rue Stanislas
54000 NANCY

Nancy-Université

Faculté d'Odontologie

Jury : Président : J.P. LOUIS – Professeur des Universités
Juges : M. HELFER – Assistant Hospitalier-Universitaire
C.ARCHIEN – Maître de Conférence des Universités
J.BEMER – Assistante Hospitalier-Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur COMPAIN Pierre, Marie, Henri**

né(e) à: **VITRY-LE-FRANCOIS (Marne)** le **7 mars 1985**

et ayant pour titre : **« Comportement des matériaux prothétiques dentaire en solution saline : approche expérimentale. »**

Le Président du jury,

J.P. LOUIS

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

P. BRAVETTI

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 3365

NANCY, le 3 09 2010

Le Président de l'Université Henri Poincaré, Nancy-1

Pour le Président
et par Délégation,
La Vice-Présidente du Conseil
des Etudes et de la Vie Universitaire,

J.P. FINANCE

C. CAPDEVILLE-ATKINSON

COMPAIN Pierre – **Comportement des matériaux prothétiques dentaires en solution saline – approche expérimentale**

Nancy 2010 : 169 p. : 73 ill. : 115 réf.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy-I : 2010

MOTS CLES : matériaux, prothèse, corrosion, relargage, usure, allergie.

COMPAIN Pierre – **Comportement des matériaux prothétiques dentaires en solution saline – approche expérimentale**

Th. : Chir.-Dent. : Nancy-I : 2010

Les matériaux prothétiques dentaires, en plus d'exister en nombre important, sont en constante évolution. Les moteurs de cette évolution sont économiques, esthétiques et physiques. De plus, il n'existe pas de matériau parfait, il n'existe que des matériaux indiqués pour une situation clinique donnée.

L'abondance des matériaux prothétiques dentaires pousse la recherche à perpétuellement vérifier leur biocompatibilité et leurs performances. Les manipulations in vitro cherchent à modéliser la situation in vivo, mais la complexité du système buccal rend parfois difficile l'extrapolation des résultats. Il n'est pas possible de prévoir avec certitude le comportement d'un matériau, mais on peut comparer un matériau à un autre et ainsi évaluer les qualités de chacun.

JURY :

Monsieur J.-P. LOUIS	Professeur des Universités	Président
Monsieur C. ARCHIEN	Maître de Conférences	Co-Directeur
Madame J. BEMER	Assistante Hospitalier-Universitaire	Juge
Monsieur M. HELFER	Attaché Hospitalier-Universitaire	Directeur

Adresse de l'auteur : Pierre COMPAIN
33 rue Stanislas
54000 NANCY